

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik  
im Klinikum Westend der Freien Universität Berlin

---

**ENTWICKLUNG EINES DIFFERENZIERGERÄTES  
ZUR MESSUNG DER MAXIMALEN  
DRUCKANSTIEGSGESCHWINDIGKEIT IM  
MENSCHLICHEN HERZEN UND ERMITTLUNG  
DES EINFLUSSES VON HERZKATHETERN  
AUF DIE MESSGENAUIGKEIT**

**Inaugural-Dissertation**

zur

Erlangung der Medizinischen Doktorwürde  
an den Medizinischen Fachbereichen  
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

**Heinz Hampel**

aus Naumburg a. Bober

**1972**



Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik  
im Klinikum Westend der Freien Universität Berlin

---

**ENTWICKLUNG EINES DIFFERENZIERGERÄTES  
ZUR MESSUNG DER MAXIMALEN  
DRUCKANSTIEGSGESCHWINDIGKEIT IM  
MENSCHLICHEN HERZEN UND ERMITTLUNG  
DES EINFLUSSES VON HERZKATHETERN  
AUF DIE MESSGENAUIGKEIT**

**Inaugural-Dissertation**

zur

Erlangung der Medizinischen Doktorwürde  
an den Medizinischen Fachbereichen  
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

**Heinz Hampel**

aus Naumburg a. Bober

Referent: Prof. Dr. med. G. Neuhaus

Korreferent: Prof. Dr. med. R. Schröder

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche  
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 9. September 1972



## INHALTSVERZEICHNIS

|                                                                                                                 | Seite |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 1. Aufgabenstellung                                                                                             | 1     |
| 2. Die intraventrikuläre maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit als Maß der myokardialen Kontraktilität          |       |
| 2.1. Druck und Druckanstiegsgeschwindigkeit                                                                     | 2     |
| 2.2. Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der enddiastolischen Faserlänge des Myokards | 4     |
| 2.3. Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit unter dem Einfluß von herzwirksamen Pharmaka                     | 4     |
| 2.4. Die Kontraktilität des Myokards                                                                            | 5     |
| 2.5. Die Kontraktilitätsindizes                                                                                 | 5     |
| 3. Das Differenziergerät als Teil eines kardiologischen Meßplatzes                                              |       |
| 3.1. Vorbemerkungen                                                                                             | 8     |
| 3.2. Blockschaltbild des Gesamtmeßplatzes                                                                       | 8     |
| 3.3. Blockschaltbild und Funktionsprinzip des Differenziergerätes                                               | 9     |
| 4. Schaltungsentwurf und Berechnung des Differenziergerätes                                                     |       |
| 4.1. Der Differenzierverstärker                                                                                 |       |
| 4.1.1. Schaltung und Bodediagramm                                                                               | 13    |
| 4.1.2. Allgemeine Berechnung                                                                                    | 16    |
| 4.1.3. Schaltungsdimensionierung                                                                                | 22    |
| 4.2. Der Vorverstärker                                                                                          | 28    |
| 4.3. Der Integrierverstärker                                                                                    |       |
| 4.3.1. Vorbemerkungen                                                                                           | 29    |
| 4.3.2. Berechnung der Eichimpulse                                                                               | 30    |

|                                                                                                                      | Seite |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 4.4. Der Eichimpulsgeber                                                                                             | 32    |
| 4.5. Die Stromversorgung                                                                                             | 33    |
| 5. Das Druckübertragungssystem                                                                                       | 34    |
| 5.1. Fourieranalyse des Ventrikeldrucks                                                                              | 34    |
| 5.2. Theoretische Vorbemerkungen zum Druck-<br>übertragungssystem                                                    | 35    |
| 5.3. Methodik zur Messung der Übertragungs-<br>eigenschaften von Herzkathetern                                       | 38    |
| 5.4. Ergebnisse der Frequenzgangmessung von<br>Herzkathetern                                                         | 41    |
| 5.5. Ergebnisse der Differentiation des sinus-<br>förmigen Drucks bei verschiedenen<br>Herzkathetern                 | 42    |
| 6. Technische Voraussetzungen zur Ermittlung der<br>maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit im<br>menschlichen Herzen | 46    |
| 6.1. Das flüssigkeitsgefüllte Druckübertragungs-<br>system                                                           | 46    |
| 6.2. Das elektronische Übertragungssystem                                                                            | 48    |
| 7. Zusammenfassung                                                                                                   | 49    |

## LITERATURVERZEICHNIS

### ANHANG:

Genaue Bezeichnung der untersuchten Herz-  
katheter und der verwendeten Meßgeräte  
nach Abb. 18  
Diagramme 1...16  
Schaltungen 1..3

## 1. Aufgabenstellung

Für die Messung der im menschlichen Herzen auftretenden maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeiten soll ein elektronisch arbeitendes Gerät entwickelt, gebaut und erprobt werden.

Das Meßgerät soll an handelsübliche Manometerverstärker und Registriergeräte angeschlossen werden können, möglichst einfach zu bedienen sein und so betriebssicher konstruiert werden, daß es sich auch im Rahmen eines kardiologischen Routinebetriebes einsetzen läßt.

Außerdem ist der Einfluß einiger gebräuchlicher Herzkatheter auf die Meßgenauigkeit bei der Ermittlung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit zu untersuchen.

## 2. Die intraventrikuläre maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit als Maß der myokardialen Kontraktilität

### 2.1. Druck und Druckanstiegsgeschwindigkeit

Beim Messen des intraventrikulären Drucks wurde beobachtet, daß unter Streß, nach Gabe bestimmter pharmakologischer Substanzen, nach hypothalamischer Stimulation, durch Muskelarbeit, bei Herzvitiien und mit Zunahme des venösen Rückflusses zum Herzen der Druck im Ventrikel in der isometrischen Kontraktionsphase steiler ansteigt als bei einem normalen, unter Ruhebedingungen arbeitenden Herzen [1,2] .

Es bot sich daher an, in der Druckanstiegsgeschwindigkeit, also der Druckänderung pro Zeit, eine Meßgröße zur Beurteilung des myokardialen Leistungszustandes zu sehen.

Ein Schema des Verlaufs von Ventrikeldruck  $p=f(t)$  in zeitlicher Korrelation zum Elektrokardiogramm (EKG) zeigt Abb.1. Wird an einen beliebigen Punkt der Kurve  $p=f(t)$  eine Tangente gelegt, so ergibt deren Anstieg

$$\tan \alpha = \frac{dp}{dt} = \dot{p} = f'(t) \quad (1)$$

die momentane Anstiegsgeschwindigkeit des Ventrikeldrucks. In den Wendepunkten der Druckkurve ist der Anstieg der Tangente am steilsten, entsprechend liegen dort das positive bzw. negative Maximum der Druckanstiegsgeschwindigkeit, je nach dem Vorzeichen von  $\tan \alpha$  . Obwohl das positive Maximum in der Anspannungsphase des Ventrikels liegt, ist das negative Maximum, das während der passiven Entspannungsphase erreicht wird, im Absolutwert oft fast gleichgroß [1] .

Nach Gl.(1) ist die Druckanstiegsgeschwindigkeit die erste Ableitung des Ventrikeldrucks nach der Zeit (s. Abb. 1).

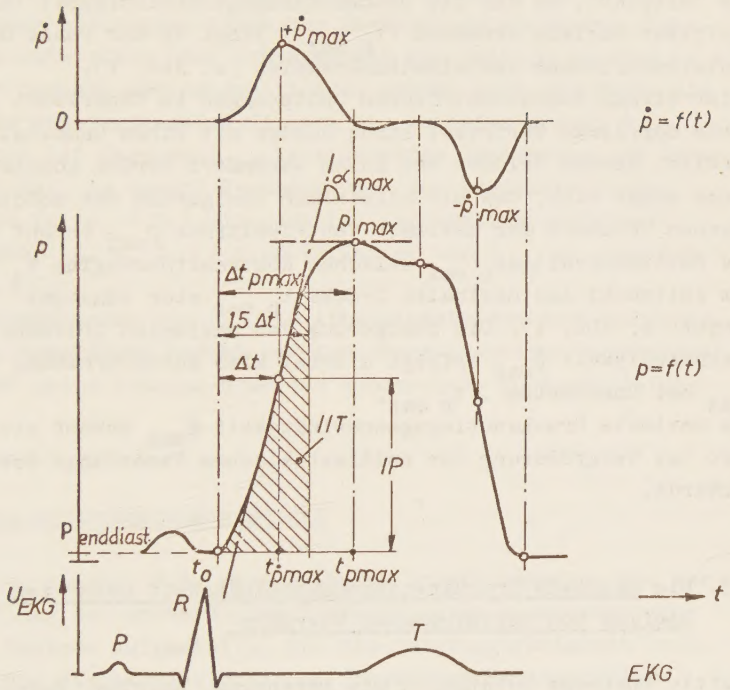


Abb. 1: Schematisierter Verlauf des Ventrikeldrucks  $p=f(t)$  und der Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}=f(t)$  in zeitlicher Beziehung zum EKG. Erklärung der Abkürzungen s. später im Text.

## 2.2. Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der enddiastolischen Faserlänge des Myokards

Der Zeitpunkt, zu der die Druckanstiegsgeschwindigkeit ihr positives Maximum erreicht ( $t_{p \max}$ ), liegt in der Phase der isovolumetrischen Ventrikelkontraktion (s. Abb. 1).

Unter streng isovolumetrischen Bedingungen im Experiment wurde der linke Ventrikel eines Hundes mit einem Gummiballon gefüllt, dessen Volumen von außen verändert werden konnte [3]. Dabei ergab sich, daß mit alleiniger Steigerung des enddiastolischen Volumens der maximale Ventrikeldruck  $p_{\max}$  erhöht wird, das Zeitintervall  $\Delta t_{p \max}$  zwischen Kontraktionsbeginn  $t_0$  und dem Zeitpunkt des maximalen Drucks  $t_{p \max}$  aber konstant bleibt (s. Abb. 1). Die Steigerung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}_{\max}$  erfolgt hierbei also durch Erhöhung von  $p_{\max}$  bei konstantem  $\Delta t_{p \max}$ .

Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}_{\max}$  erhöht sich also bei Vergrößerung der enddiastolischen Faserlänge des Myokards.

## 2.3. Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit unter dem Einfluß von herzwirksamen Pharmaka

Positiv inotrope Substanzen wie Adrenalin, Kalzium, Herzglykoside usw. erhöhen bei konstantem enddiastolischen Volumen den Ventrikelspitzendruck  $p_{\max}$  unter gleichzeitiger Verkürzung des Zeitintervalls  $\Delta t_{p \max}$  (s. Abb. 1). Die Steigerung von  $p_{\max}$  erfolgt hierbei gleichzeitig durch die Erhöhung von  $p_{\max}$  und die Verkürzung von  $\Delta t_{p \max}$  [3].

Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit des Ventrikels vergrößert sich also bei Applikation von positiv inotropen Substanzen und vermindert sich entsprechend bei negativ inotropen.

## 2.4. Die Kontraktilität des Myokards

Die myokardiale Kontraktilität ist die Fähigkeit der Herzmuskelfaser, von einem vorgegebenen enddiastolischen Druck oder einer bestimmten Länge der Muskelfaser ausgehend, Spannung zu entwickeln oder Schlagarbeit pro Zeit zu leisten [1,4]. Mit der Zunahme der Kontraktilität erhöht sich ebenfalls die maximale Anstiegsgeschwindigkeit des Ventrikeldrucks  $\dot{p}_{\max}$ . Umgekehrt ist dagegen  $\dot{p}_{\max}$  kein direkter Gradmesser der Kontraktilität, da sowohl Veränderungen des enddiastolischen Volumens (s. u. 2.2.) als auch bei Applikation inotroper Substanzen (s. u. 2.3.) eine Variation von  $\dot{p}_{\max}$  zu erwarten ist [3,5,6].

Die Veränderungen von  $\dot{p}_{\max}$  in Abhängigkeit von der enddiastolischen Faserlänge beruht auf dem Frank-Starling-Mechanismus und läßt keine Aussage über die myokardiale Kontraktilität zu.

## 2.5. Die Kontraktilitätsindizes

Um die u. Abschn. 2.4. beschriebenen Schwierigkeiten bei der Beurteilung der myokardialen Kontraktilität auszuschalten, wurden Indizes aufgestellt, die die Leistungsfähigkeit unabhängig von der enddiastolischen Faserlänge festzustellen erlauben:

$$\dot{p}_{\max}/\text{IIT:}$$

Mit zunehmendem  $\dot{p}_{\max}$  unter streng isovolumetrischen Bedingungen vergrößert sich die Fläche IIT (Integrated Isometric Tension) unter der Ventrikeldruckkurve  $p=f(t)$  in Abb.1, gemessen vom Kontraktionsbeginn  $t_0$  ungefähr zum Zeitpunkt der R-Zacke im EKG bis zum Erreichen des Spitzendrucks  $p_{\max}$ , wenn von  $p_{\max}$  ein Lot bis auf die Höhe des enddiastolischen Drucks bei  $t_{p \max}$  gefällt wird.

Mit der Vergrößerung des enddiastolischen Ventrikelvolumens erhöhen sich sowohl  $\dot{p}_{\max}$  als auch IIT, so daß der Quotient  $\dot{p}_{\max}/\text{IIT}$  annähernd konstant bleibt [3] .

Die gleichzeitigen Steigerungen von  $\dot{p}_{\max}$  und IIT beruhen auf einem alleinigen Anstieg des Ventrikelspitzendrucks  $p_{\max}$  bei konstantem  $\Delta t_{p \max}$  (s. u. 2.2.).

Nach Gabe positiv inotroper Pharmaka ist eine stärkere Zunahme von  $\dot{p}_{\max}$  gegenüber der Fläche IIT zu beobachten- der Kontraktilitätsindex  $\dot{p}_{\max}/\text{IIT}$  nimmt damit zu. Die Fläche IIT vergrößert sich unter diesen Bedingungen nicht so sehr wie  $\dot{p}_{\max}$ , da sich mit dem Anwachsen des Spitzendrucks  $p_{\max}$  gleichzeitig  $\Delta t_{p \max}$  vermindert.

Der Index  $\dot{p}_{\max}/\text{IIT}$  ist daher unter streng isovolumetrischen Bedingungen ein gutes Maß für die myokardiale Kontraktilität, wobei anzumerken ist, daß dieses Ergebnis am Hundeherzen gewonnen wurde.

Unter isovolumetrisch-auxotonischen Kontraktionsbedingungen liegt der Zeitpunkt, zu dem der Spitzendruck  $p_{\max}$  im Ventrikel erreicht wird, außerhalb der isovolumetrischen, nämlich in der auxotonischen Kontraktionsphase. Eine exakte Bestimmung der Fläche IIT ist damit nicht mehr möglich, daher läßt sich IIT nur näherungsweise ermitteln [7,8] :

Man multipliziert die Zeitspanne  $\Delta t_{p \max}$  von der R-Zacke im EKG bis zum Erreichen von  $\dot{p}_{\max}$  mit dem Faktor 1,5, also  $1,5 \cdot \Delta t_{p \max}$ . In diesem verlängerten Zeitpunkt wird eine Senkrechte errichtet. Die Fläche, die von der Druckkurve  $p=f(t)$ , der oben beschriebenen Senkrechten und der Waagerechten in Höhe des enddiastolischen Drucks begrenzt wird, entspricht der Fläche IIT unter reinen isovolumetrischen Kontraktionsverhältnissen, ist aber etwas kleiner, wobei der Unterschied weniger als -10% beträgt.

Da das Planimetrieren der Fläche IIT relativ schwierig vorzunehmen und mit größeren Ungenauigkeiten behaftet ist, wurde nach einer einfacher zu bestimmenden Größe gesucht:

Unter isovolumetrischen Bedingungen ist die Vergrößerung der Fläche IIT bei Zunahme der enddiastolischen Faserlänge fast

ausschließlich auf die Steigerung des Spitzendrucks  $p_{\max}$  zurückzuführen (s. o.). Die Differenz des zur Zeit  $t_{\dot{p}_{\max}}$  bestehenden Drucks zum enddiastolischen Druck (s. Abb. 1) verhält sich annähernd proportional zu den Änderungen des Spitzendrucks  $p_{\max}$  unter reinen isovolumetrischen Verhältnissen und wird als IP (Instantaneous developed Pressure) bezeichnet [9,11] .

$\dot{p}_{\max}/IP$ :

Dieser Index bleibt also ähnlich  $\dot{p}_{\max}/IIT$  bei Veränderungen des enddiastolischen Ventrikelvolumens konstant, läßt sich aber leichter von der Druckkurve ablesen (s. Abb. 1) und kann, da IP in der isovolumetrischen Kontraktionsphase liegt, auch unter isovolumetrisch-auxotonischen Bedingungen verwendet werden.

$\Delta t_{\dot{p}_{\max}}$ :

Positiv inotrope Substanzen verkürzen unter isovolumetrischen Bedingungen die Zeit vom Kontraktionsbeginn bis zum Erreichen des maximalen Drucks  $p_{\max}$ , also  $\Delta t_{\dot{p}_{\max}} = t_{\dot{p}_{\max}} - t_0$ , so daß auch das Zeitintervall  $\Delta t_{\dot{p}_{\max}} = t_{\dot{p}_{\max}} - t_0$  verkleinert wird (s. Abb. 1).

Da  $\Delta t_{\dot{p}_{\max}}$  bei der isovolumetrisch-auxotonischen Kontraktion innerhalb der isovolumetrischen Phase liegt, kann diese Zeitdifferenz als Maß für die Kontraktilität des Myokards angesehen werden [10] .

### 3. Das Differenziergerät als Teil eines kardiologischen Meßplatzes

#### 3.1. Vorbemerkungen

Nach Gl.(1) ist die Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}$  die erste Ableitung des Drucks  $p$  nach der Zeit  $t$ , also  $dp/dt$ .

Die an den Eingang eines Differenzierverstärkers gelegte, dem Druck  $p(t)$  proportionale elektrische Spannung  $u(t)$  ergibt daher eine nach der Zeit differenzierte Ausgangsspannung  $\dot{u}(t)$ , die der Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}(t)$  entspricht:

$$p(t) \hat{=} u(t) \quad (2)$$

$$\dot{p}(t) \hat{=} \dot{u}(t) \quad (3)$$

#### 3.2. Blockschaltbild des Gesamtmeßplatzes

Für die Bestimmung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit und die Berechnung des Kontraktilitätsindex ist ein 3-Kanal-Schreiber erforderlich, der entsprechend Abb.1 den Druck  $p$ , die Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}$  und das Elektrokardiogramm aufzuzeichnen erlaubt.

Der kardiologische Meßplatz ist als Blockschaltbild in Abb. 2 dargestellt:

Die intrakardialen Druckschwankungen des Patienten werden über ein flüssigkeitsgefülltes Kathetersystem zu einem extrakorporal befindlichen druck-elektrischen Wandler (Transducer) geleitet. Die vom Transducer umgesetzten druckproportionalen Spannungsschwankungen werden im Manometerverstärker verstärkt und anschließend über ein elektrisches Tiefpaßfilter geführt, das die höherfrequenten Störanteile unterdrückt.

Die gefilterten Spannungsschwankungen werden auf dem 3-Kanal-Schreiber zeitsynchron mit der differenzierten Spannung und

dem EKG registriert und der Druck gleichzeitig auf einem Sichtgerät (Monitor) zur akuten Lagekontrolle der Katheterspitze abgebildet.

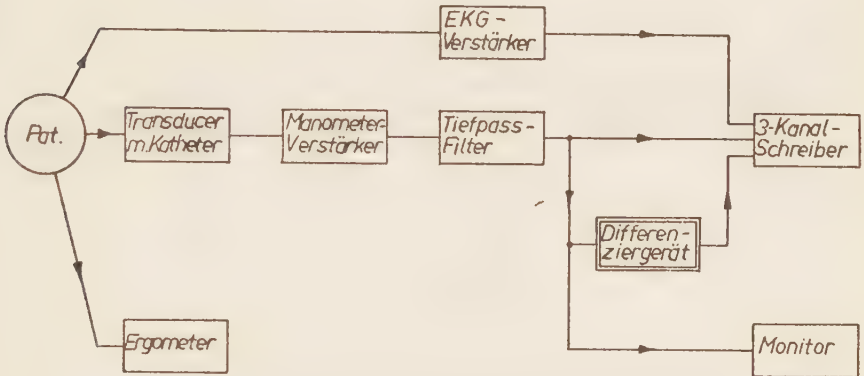


Abb.2 : Blockschaltbild des kardiologischen Meßplatzes mit einem Differenziergerät (Pat = Patient).

Zur Ermittlung der kardialen Leistungsreserve des Patienten kann ein Belastungsversuch mit einem Fahrradergometer vorgenommen werden.

### 3.3. Blockschaltbild und Funktionsprinzip des Differenziergerätes

Wie aus Abschn. 3.2. ersichtlich, ist zur Messung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit im Herzen keine zusätzliche Manipulation am Patienten erforderlich.

Das selbstentwickelte Differenziergerät besteht aus 5 elektrischen Untereinheiten (s. Abb. 3);

1. dem eigentlichen Differenzierverstärker,
2. einem Vorverstärker,  
dem Eichgenerator, der sich aus
3. dem Eichimpulsgeber und

4. dem Integrierverstärker zusammensetzt, sowie
5. dem Stromversorgungsteil.

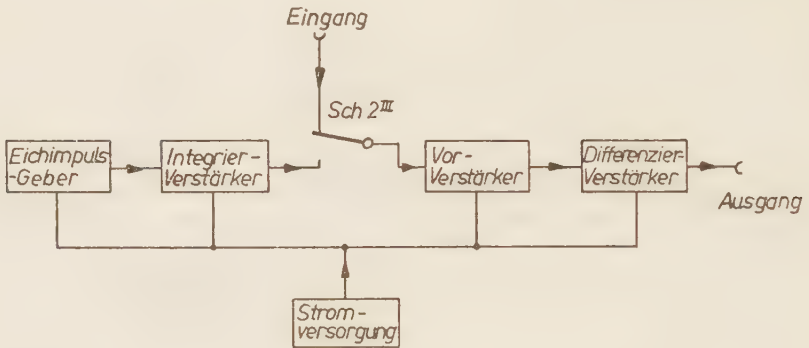


Abb. 3: Blockschaltbild des Differenziergerätes (Sch 2<sup>III</sup> = Funktionsschalter Eichen-Messen)

Über den Schalter Sch 2<sup>III</sup> (s. Abb. 3 u. Schaltung 1 im Anhang) kann entweder die zu differenzierende Spannung, die dem Druck entspricht oder der Eichimpuls über den Vorverstärker an den Differenzierverstärker gelegt werden. Der Eichimpuls wird vom Eichimpulsgeber und dem Integrierverstärker erzeugt. Der Eichimpulsgeber besteht aus einer Taste T 1 (s. Schaltung 2), über die je nach Wahl der Eichimpulshöhe mittels Schalter Sch 1<sup>I</sup> sprunghaft eine entsprechend hohe Gleichspannung an den Eingang des Integrierverstärkers gelegt wird (s. Abb. 4). Da beim Integrieren die Fläche unter dem Gleichspannungsimpuls gemessen wird, bedeutet eine kleine Impulsamplitude einen langsamen Anstieg der integrierten Ausgangsspannung, eine große Amplitude dagegen einen entsprechend schnellen Anstieg. Aus schaltungstechnischen Gründen erfolgt zwischen dem Eingang und Ausgang des Integrierverstärkers eine Polaritätsumkehrung der Spannung. Die Amplitude der integrierten Spannung wird mit Hilfe einer Zenerdiode Z 7 begrenzt, so daß der lineare Anstieg des Eichimpulses zur Durchbruchsspannung der Zenerdiode

abknickt.

Die linear ansteigende Eichspannung gelangt danach über den Vorverstärker auf den eigentlichen Differenziervverstärker.

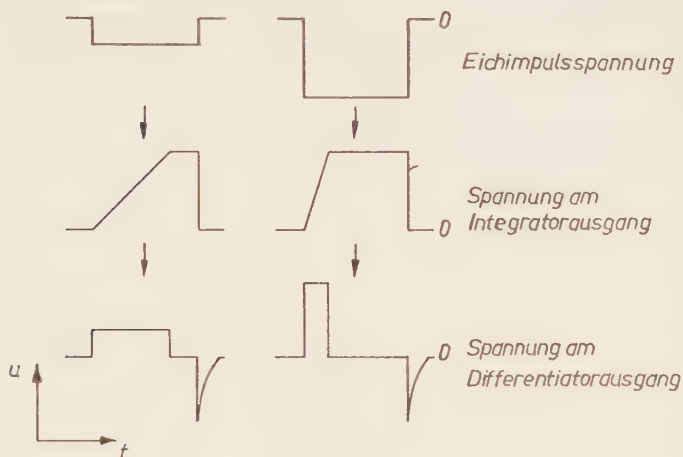


Abb. 4: Schematisierte Darstellung der Spannungsimpulse beim Eichen des Differenziergerätes. Von oben nach unten: Spannung am Eichimpulsgeber nach Betätigen von Taste T 1, am Ausgang des Integrativverstärkers und am Ausgang des Differentiators, wobei die Amplitude des untersten Rechteckimpulses in Torr/sec geeicht werden kann.

Der Vorverstärker mit dem Verstärkungsfaktor 1 ist invertierend und paßt den nachgeschalteten niederohmigen und ebenfalls invertierenden Differenziervverstärker impedanzmäßig an den Manometerverstärker an.

Je nach Steilheit des Eichimpulsanstieges erscheint am Differentiatorausgang ein entsprechend hoher Rechteckimpuls, der wieder proportional dem Gleichspannungssprung am Eingang des Integrativverstärkers ist. Beim Erreichen des Eichimpulsplateaus (s. Abb. 4) fällt die differenzierte Spannung auf Null ab,

da der Anstieg und damit die zeitliche Spannungsänderung Null ist.

Der negative Nadelimpuls am Ausgang des Differentiators entsteht durch das plötzliche Unterbrechen des Eichimpulses, was theoretisch ein unendlich steiler negativer Anstieg ist. Das Stromversorgungsteil (s. Schaltung 3) beliefert alle oben beschriebenen Untereinheiten des Differenziergerätes mit einer stabilisierten Gleichspannung.

#### 4. Schaltungsentwurf und Berechnung des Differenziergerätes

##### 4.1. Der Differenzierverstärker

###### 4.1.1. Schaltung und Bodediagramm

Die Grundsaltung, mit der sich eine elektrische Differenziation vornehmen läßt, besteht aus einem einfachen Netzwerk passiver Bauelemente, dem Kondensator  $C$  und dem Widerstand  $R$  (s. Abb. 5), deren Differenzierfehler aber unzulässig groß ist und die bei der zu fordernden kleinen Zeitkonstanten  $\tau = RC$  eine zu große Dämpfung aufweist.

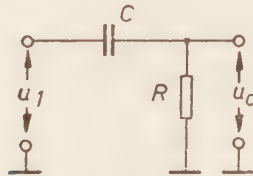


Abb. 5: RC-Netzwerk als einfachste Differenzierschaltung

Bei Verwendung eines gegengekoppelten Verstärkers können die oben angeführten Nachteile der Schaltung vermindert werden. Als Verstärker wird ein sogenannter Analogrechen- oder Operationsverstärker OV mit folgenden allgemeinen Eigenschaften eingesetzt: Er verstärkt Gleichspannungen, seine Leerlaufverstärkung ist hoch, außerdem ist ein Gegenkopplungsgrad unter 1 möglich, d.h. der Verstärker ist stabil und die Betriebssicherheit ist groß [12,13] .

Den Frequenzgang des Differenzierverstärkers  $v = \varphi(f)$ , d.h. die Verstärkung in Abhängigkeit von der zu übertragenen Frequenz

der am Eingang liegenden Spannung  $u_1$  zeigt Abb. 7. Diese Darstellungsweise eines Frequenzganges, in der Abszisse und Ordinate den gleichen logarithmischen Maßstab besitzen, wird als Bodediagramm bezeichnet.

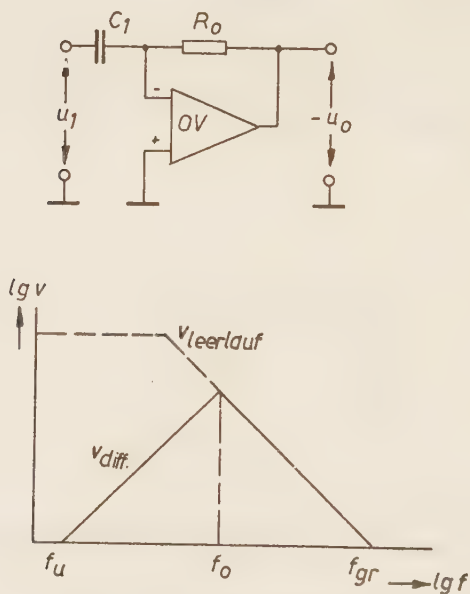


Abb. 6 u. 7: Einfache Differenziervverstärkerschaltung, OV=Operationsverstärker (oben), dazugehöriges Bodediagramm  $v = \varphi(f)$  (unten) Abkürzungen s. Text

Der gestrichelte Verlauf in Abb. 7 entspricht dem idealisierten Frequenzgang des Operationsverstärkers im Leerlauf, d.h. ohne Gegenkopplung, der ausgezogene dagegen dem der Differenziervverstärkerschaltung nach Abb. 6.

Unterhalb der Frequenz  $f_0$  arbeitet die Schaltung als Differentiator (ansteigende Gerade), oberhalb von  $f_0$  als Integrator (abfallende Gerade).

Die Nachteile dieses einfachen Differenzierverstärkers sind folgende: Die obere Grenzfrequenz  $f_{gr}$  liegt bei 1 MHz. Damit wird auch das hochfrequente Rauschen so verstärkt, daß es das Meßsignal stört. Hinzu kommt, daß der Übergangswinkel zwischen dem an- und absteigenden Verlauf bei  $f_0$  so groß ist, daß Instabilitäten auftreten können, d.h. die Schaltung kann Eigenschwingungen erzeugen.

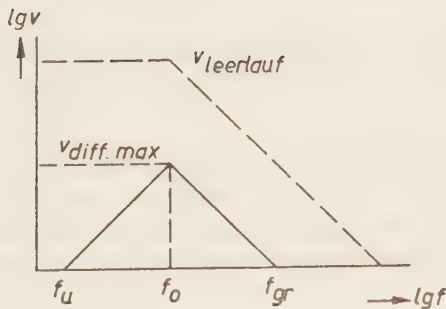
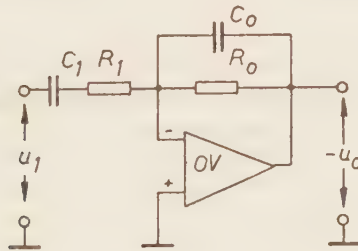


Abb. 8 u. 9: Modifizierte Differenzierverstärkerschaltung, wie sie im Differenziergerät verwendet wurde (oben) und dazugehöriges Bodediagramm (unten).

Mit der modifizierten Differenziervverstärkerschaltung nach Abb. 8 werden diese Mängel beseitigt, wobei für eine ausreichende Differenziergenauigkeit folgende Bedingungen erfüllt sein müssen:

$$C_1 \gg C_0 \quad (4)$$

$$R_1 \ll R_0 \quad (5)$$

Mit den Zeitkonstanten

$$R_1 C_1 = R_0 C_0 \quad \text{bzw.} \quad \tau_1 = \tau_0 \quad (6)$$

zeigt der idealisierte Frequenzgang den Verlauf nach Abb. 9. Die durch den Knickpunkt bei  $f_0$  verursachte Instabilität wird mit der geringeren Verstärkung ausreichend vermindert.

#### 4.1.2. Allgemeine Berechnung

Frequenzgangberechnung der Schaltung nach Abb. 8:

$$\varphi = - \frac{U_0}{U_1} = - \frac{R_0}{R_1} = - \frac{R_0 // 1/j\omega C_0}{R_1 + 1/j\omega C_1} \quad (7)$$

Die Phasendrehung von  $180^\circ$  zwischen der Eingangs- und der Ausgangsspannung ist durch das negative Vorzeichen gekennzeichnet, der Differenziervverstärker ist also invertierend. Gl.(7) ausführlich geschrieben und den Betrag von  $\varphi$  gebildet, ergibt mit Gl.(6):

$$\varphi = - \frac{\omega C_1 R_0 [(\omega \tau_1 + \omega \tau_0) + j(1 - \omega^2 \tau_1 \tau_0)]}{(1 - \omega^2 \tau_1 \tau_0)^2 + \omega^2 (\tau_1 + \tau_0)^2} \quad (8)$$

$$|\varphi| = \frac{\sqrt{(\omega C_1 R_0)^2 \cdot [(\omega \tau_1 + \omega \tau_0)^2 + (1 - \omega^2 \tau_1 \tau_0)^2]}}{(1 - \omega^2 \tau_1 \tau_0)^2 + \omega^2 (\tau_1 + \tau_0)^2} \quad (9)$$

Berechnung einiger interessanter Werte nach Gl.(7):

Bei  $\varphi = 1$ :

$$\frac{R_0}{j\omega_u \tau_0 + 1} = \frac{j\omega_u \tau_1 + 1}{j\omega_u C_1} \quad (10)$$

Bei tiefen Frequenzen  $\omega_u = 2\pi f_u$  ergeben sich

$$j\omega_u \tau_1 \ll 1 \quad (11)$$

$$j\omega_u \tau_0 \ll 1 \quad (12)$$

Gl.(11) und (12) in (10) eingesetzt:

$$f_u \approx \frac{1}{2\pi R_0 C_1} \quad (13)$$

Im Knickpunkt des Frequenzganges nach Abb. 9 bei  $f_0$ , in dem sich der Frequenzgang eines Differentiators

$$\varphi_D = -j\omega R_0 C_1 \quad (14)$$

mit dem eines Integrators

$$\varphi_I = -1/(j\omega R_1 C_0) \quad (15)$$

schneiden, ist  $v = v_{\max}$  und  $f = f_0$ .

Mit Gl.(14), (15) und (6) ist

$$f_0 = 1/(2\pi \tau_1) = 1/(2\pi \tau_0) \quad (16)$$

Bei hohen Frequenzen ergibt sich für  $\omega = 1$ :

$$j \omega_{gr} \tau_1 \gg 1 \quad (17)$$

$$j \omega_{gr} \tau_0 \gg 1 \quad (18)$$

Gl.(17) und (18) in (10) eingesetzt:

$$f_{gr} \approx 1/(2 \pi R_1 C_0) \quad (19)$$

Zur Bestimmung der Abweichung des realen Frequenzganges  $v_r = \varphi(f)$  vom idealisierten  $v_1 = \varphi(f)$  errechnet sich der idealisierte Frequenzgang des Differentiators nach Abb.6 aus Gl.(14):

$$\omega_1 = -R_0/R_1 = -j \omega R_0 C_1 \quad (20)$$

$$|\omega_1| = v_1 = \omega R_0 C_1 \quad (21)$$

Wird die Frequenz  $f$  als ein Teil  $n$  der Knickpunktfrequenz  $f_0$  bei  $v = v_{max}$  (s. Abb. 10) betrachtet, so ist mit

$$f = n f_0 \quad (22)$$

und der Winkelgeschwindigkeit  $\omega_0 = 2 \pi f_0$

$$\omega = n \omega_0 \quad (23)$$

in Gl.(9) und (21) eingesetzt

$$\frac{v_r}{v_1} = \frac{\sqrt{(n \omega_0 C_1 R_0)^2 [(n \omega_0 \tau_1 + n \omega_0 \tau_0)^2 + (1 - n^2 \omega_0^2 \tau_0 \tau_1)^2]}}{n \omega_0 C_1 R_0 [(1 - n^2 \omega_0^2 \tau_0 \tau_1)^2 + (n \omega_0 \tau_1 + n \omega_0 \tau_0)^2]} \quad (24)$$

Nach Gl.(16) ist

$$\omega_0 \tau_1 = \omega_0 \tau_0 = 1 \quad (25)$$

und in Gl.(24) eingesetzt ist

$$\frac{v_r}{v_i} = \frac{1}{1 + n^2} \quad (26)$$

$$n = \sqrt{\frac{v_i}{v_r} - 1} \quad (27)$$

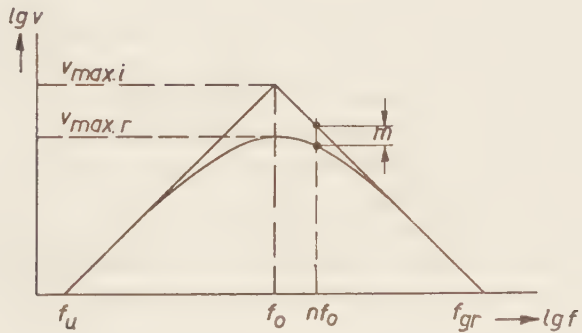


Abb. 10: Idealer Frequenzgang  $v_i = \varphi(f)$  und realer  $v_r = \varphi(f)$   
 $m$  = Abweichung der realen von der idealen  
 Verstärkung

Mit der Abweichung  $m$  des realen Frequenzganges vom idealisierten ergibt sich

$$\frac{v_r}{v_i} = 1 - m \quad (28)$$

Gl.(28) in (27) eingesetzt:

$$n = \frac{f}{f_0} = \sqrt{\frac{m}{1-m}} \quad (29)$$

Im Knickpunkt bei  $v = v_{\max}$  (s. Abb. 10) ist  $f = f_0$  und damit nach Gl.(22)  $n = 1$ . Wird  $n = 1$  in die umgeformte Gl.(29) eingesetzt, so ist  $m = 0,5$ , d.h. das Maximum der realen Verstärkung liegt um 50% oder 6 dB unter der idealisierten Verstärkung.

Berechnung der Zeitkonstanten nach Schaltung Abb. 8:

Für die Festlegung der Zeitkonstanten  $\tau$  des Differenzierverstärkers ist die Forderung nach einer möglichst kleinen Verzögerungszeit, die der Meßimpuls bei sprunghafter Änderung bis zum Erreichen des maximalen Wertes am Ausgang des Differenzierverstärkers benötigt, maßgebend.

Wird an den Differenzierverstärker eine linear mit der Zeit  $t$  ansteigende Spannung  $u$  gelegt (s. Abb. 11), so erreicht die differenzierte Spannung  $\dot{u}$  ihr Maximum  $\dot{u}_{\max}$  erst nach einer bestimmten Verzögerungszeit  $t_v$ . Die Verzögerungszeit  $t_v$  soll hier ausnahmsweise als die Zeit definiert werden, die bis zum Erreichen von  $0,99 \dot{u}_{\max}$  verstreicht (üblicherweise ist die Anstiegszeit eines Impulses als die Zeit festgelegt, die zwischen 10% und 90% der maximalen Amplitude vergeht), so läßt sich die Zeitkonstante  $\tau$  errechnen:

$$\dot{u} = \dot{u}_{\max} (1 - e^{-t_v/\tau}) \quad (30)$$

Gl.(30) umgeformt:

$$t_v = \tau \cdot \ln \left( \frac{\dot{u}_{\max}}{\dot{u}_{\max} - \dot{u}} \right) \quad (31)$$

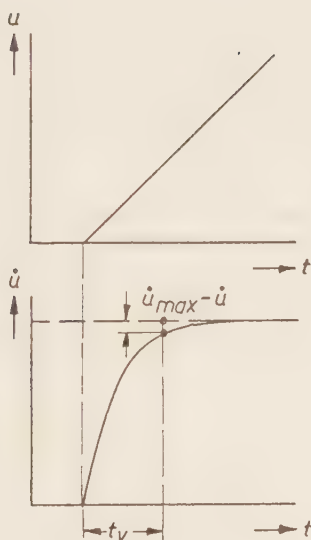


Abb. 11: Zur Definition der Verzögerungszeit  $t_v$  bei linear ansteigender Spannung  $u(t)$  am Eingang des Differenzierv Verstärkers,  $\dot{u}$  = differenzierte Spannung am Ausgang.

$\dot{u}_{\max} = 1$  und  $\dot{u}_{\max} - \dot{u} = 0,01$  in Gl.(31) eingesetzt, ergibt

$$t_v = 4,6 \cdot \tau \quad (32)$$

Die Zeitkonstante der Differenzierschaltung nach Abb. 6 ist um den Faktor  $1/(1 - v_L)$  ( $v_L$  = Leerlaufverstärkung) gegenüber der des einfachen RC-Netzwerkes nach Abb. 5 verkleinert. Zu dieser transformierten Zeitkonstanten  $\tau_{tr}$  addieren sich  $\tau_1$  und  $\tau_0$ , die durch die Verwendung der zusätzlichen Impedanzen  $R_1$  und  $C_0$  in der Schaltung nach Abb. 8 entstehen [13].

$$\tau = \tau_{tr} + \tau_1 + \tau_0 \quad (33)$$

$$\tau = |1/(1 - v_L)| \cdot R_0 C_1 + R_1 C_1 + R_0 C_0 \quad (34)$$

#### 4.1.3. Schaltungsdimensionierung

Um die Zeitkonstante  $\tau$  des Differenzierverstärkers nach Abb. 8 festlegen zu können, muß der maximal notwendige Differenzierbereich bekannt sein. Die in der Literatur [1] gefundenen maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeiten im linken Ventrikel des Menschen wurden bei der Aortenstenose beobachtet und liegen etwas unter 4000 Torr/sec. Die dem Druck proportionale Eingangsspannung am Differenziergerät wird von dem vorgeschalteten Manometerverstärker<sup>§</sup> bestimmt, im vorliegenden Fall betrug seine Ausgangsspannung im üblichen Meßbereich  $1 \text{ V}_S/150 \text{ Torr}$  [14] .

Wird also an den Eingang des Differenziergerätes eine sinusförmige Spannung

$$u = u_{\max} \cdot \sin \omega t \quad (35)$$

mit  $2 u_{\max} = 1 \text{ V}_S$  gelegt, was einem Druck von  $p_{\max} = 150 \text{ Torr}$  (s. oben) entsprechen soll, dann ist Gl.(35) zu schreiben als

$$p = 0,5 \cdot p_{\max} \cdot \sin \omega t \quad (36)$$

und ergibt differenziert

$$\dot{p} = - 0,5 \cdot p_{\max} \cdot \omega \cdot \cos \omega t \quad \text{mit} \quad (37)$$

$$\dot{p}_{\max} = 0,5 p_{\max} \cdot \omega \quad (38)$$

Gl.(38) mit  $\omega = 2\pi f$  nach der Frequenz  $f$  aufgelöst:

$$f = \frac{\dot{p}_{\max}}{\pi \cdot p_{\max}} \quad (39)$$

§) Elekromanometer MA 83 der Fa. Hellige, Freiburg i. B.

Werden in die Gl.(39) die oben angegebenen Werte für  $p_{\max}$  und  $\dot{p}_{\max}$  eingesetzt, so errechnet sich die höchste, noch amplitudengetreu zu übertragene Frequenz mit  $f = 8,5$  Hz. Dieser Wert ist aber nur als rechnerischer Anhalt zu betrachten, erstreckt sich doch der zu einer genauen Differentiation des Ventrikeldrucks erforderliche Frequenzbereich, der durch eine Fourieranalyse ermittelt wurde (s. später), bis zu 20 Hz.

Die Differenz zwischen beiden Werten erklärt sich aus der willkürlichen Korrelation der Größen für  $p_{\max}$  und  $\dot{p}_{\max}$  in Gl.(39). Eine Anstiegsgeschwindigkeit von 4000 Torr/sec würde bei dem angenommenen sinusförmigen Druckverlauf schon bei einer viel geringeren Druckamplitude, als für die Berechnung angenommen, erreicht werden.

Um alle Amplitudenanteile des Ventrikeldrucks bis zu 20 Hz hinauf genau differenzieren zu können, muß die Knickpunktfrequenz des Differenzierverstärkers  $f_0$  bei mindestens 160 Hz liegen. Wird dieser Wert in Gl.(29) eingesetzt, so ergibt sich bei  $f = 16$  Hz ein Amplitudenfehler von - 1%, bei  $f = 22,4$  Hz von - 2%.

Da dieser Differentiationsfehler bei  $f_0 = 160$  Hz noch akzeptierbar erscheint, lassen sich mit der umgeformten Gl.(16) die Zeitkonstanten  $\tau_1 = \tau_0 = 10^{-3}$  sec berechnen.

Wird nach Gl.(4) und (5) folgende Festlegung getroffen:

$$C_1 = 100 \cdot C_0 \quad \text{und mit} \quad \tau_1 = \tau_0 \quad (40)$$

$$R_1 = 0,01 \cdot R_0 \quad (41)$$

und wird  $C_1 = 1 \mu F$  gewählt, so ist mit  $\tau_1 = 10^{-3}$  sec der Widerstand  $R_1 = 1$  kOhm, entsprechend ergibt sich nach Gl.(40)  $C_0 = 10$  nF und  $R_0 = 100$  kOhm.

Diese Werte, sowie die Leerlaufverstärkung  $v_L = 30.000$  des verwendeten Operationsverstärkers<sup>§</sup>, in Gl.(34) eingesetzt,

§) Modell 3009 der Fa. Burr & Brown

bestimmen die Zeitkonstante des Differenziervverstärkers mit  $\tau = 2 \text{ msec}$ , wobei  $\tau_{tr}$  nur 1,5% des Gesamtbetrages ausmacht und daher vernachlässigt werden kann.

Die nach Gl.(32) zu berechnende Verzögerungszeit  $t_v$  beträgt damit 9,2 msec.

#### Numerische Frequenzgang-Berechnung:

Die oben ermittelten Werte in Gl.(13), (16) und (19) eingesetzt, ergeben für  $f_u = 1,6 \text{ Hz}$ ,  $f_o = 160 \text{ Hz}$  und  $f_{gr} = 16 \text{ kHz}$ . Nach Gl.(14) ist bei  $f_o = 160 \text{ Hz}$  die Verstärkung des idealisierten Differentiators  $v_1 = 100$  (= 40 dB), d.h. die Steigung des Frequenzverlaufs beträgt 20 dB/Frequenzdekade.

In Diagr. 1 (s. Anhang) ist der idealisierte Frequenzgang des Differenziervverstärkers abgebildet. Die Abweichungen der realen Werte von diesem Verlauf lassen sich mittels Gl.(29) berechnen und zeigen eine gute Übereinstimmung mit den gemessenen Werten.

#### Einfluß der Störspannungen auf die Differentiation:

Im unteren Frequenzbereich für  $f < f_o$  gelten die Bedingungen (11) und (12) und ergeben in Gl.(7) eingesetzt

$$u_o = - R_o C_1 j\omega u_1 \quad \text{und mit} \quad (42)$$

$$\frac{d}{dt} = j\omega \quad (43)$$

$$u_o = - R_o C_1 \frac{du_1}{dt} \quad (44)$$

Liegt am Eingang des Differenziervverstärkers eine sinusförmige Spannung

$$u_1 = u_{1 \text{ max}} \cdot \sin \omega t, \quad (45)$$

so ist nach Gl.(44) die Spannung am Ausgang des Differentiators

$$u_o = - R_o C_1 \cdot u_1 \max \omega \cos \omega t \quad (46)$$

mit der Amplitude

$$u_o \max = R_o C_1 \cdot u_1 \max \omega. \quad (46a)$$

Gl.(46a) zeigt, daß proportional mit der Frequenz  $\omega = 2\pi f$  der Eingangsspannung  $u_1$  die Amplitude der Ausgangsspannung  $u_o \max$  zunimmt.

Hochfrequente Spannungen, wie z.B. das Rauschen oder die Trägerfrequenz des hier verwendeten Manometerverstärkers von 5 kHz, werden also auch bei relativ kleiner Amplitude gegenüber dem niederfrequenten Meßsignal nach der Differentiation mit einem hohen Störanteil die Auswertung erschweren und damit die Meßgenauigkeit herabsetzen.

Die Knickpunktfrequenz  $f_o$ , bei der die differenzierende Verstärkercharakteristik in eine integrierende, also in einen Tiefpaß übergeht (s. Abb. 8), sollte daher möglichst dicht über der gerade noch proportional zu übertragenden oberen Frequenz des Nutzsymbols liegen. Da zur genauen Messung der linksventrikulären Druckanstiegsgeschwindigkeit ein Frequenzbereich bis zu 20 Hz differenziert werden muß, machen sich bei Wahl der Knickpunktfrequenz von  $f_o = 160$  Hz die Einstreuungen der 50 Hz-Netzspannung sehr störend bemerkbar. Daher muß durch andere technische Maßnahmen der Einfluß des Netzbrumms niedrig gehalten werden (s. später).

# Berechnung der Phasenverschiebung:

Ausgehend von Gl. (8) berechnet sich der Phasenwinkel  $\beta$ :

$$\beta = \arctan \frac{1 - \omega^2 \tau_1 \tau_0}{\omega (\tau_1 + \tau_0)} \quad (47)$$

Die Ausgangsspannung des Differenziervverstärkers ist nur bei sehr tiefen Frequenzen um  $90^\circ$  gegenüber der Eingangsspannung phasenverschoben. Mit zunehmender Frequenz, z.B. bei 16 Hz, beträgt der Phasenwinkel  $\beta$  nur noch  $78,5^\circ$  und bei 160 Hz  $0^\circ$  (s. Abb. 12).

Die durch die Phasenverschiebung bedingte Verzögerungszeit  $t$  errechnet sich nach Gl.(47a) und erreicht bei 16 Hz 2 msec.

$$t = \frac{(90^\circ - \beta)}{360^\circ \cdot f} \quad (47a)$$

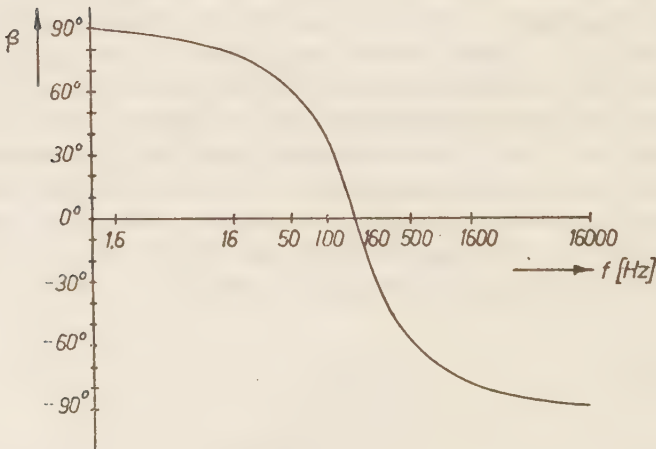


Abb. 12: Berechneter Phasenverlauf  $\beta = \varphi(f)$  des Differenzierverstärkers

Berechnung der Eingangsimpedanz  $R_e$ :

Aus der Schaltung des Differenziervverstärkers nach Abb. 8 ergibt sich

$$R_e = R_1 + 1/j\omega C_1 \quad (48)$$

$$|R_e| = \sqrt{R_1^2 + (1/\omega C_1)^2} \quad (49)$$

$R_e$  ist im Frequenzbereich von  $f \leq f_0$  am kleinsten und beträgt hier 2 kOhm.

Berechnung der Ausgangsimpedanz  $R_a$ :

Diese ist ebenfalls frequenzabhängig und besitzt ihren größten Wert bei  $f_0 = 160$  Hz.

Sie berechnet sich nach [12]:

$$R_a = \frac{R_{aL} \cdot v_{r \max}}{v_L} \quad (50)$$

Mit einer Ausgangsimpedanz  $R_{aL} = 5$  kOhm bei der Leerlaufverstärkung  $v_L = 30.000$  des verwendeten Operationsverstärkers und der realen Maximalverstärkung des Differentiators von  $v_{r \max} = 50$  ergibt sich eine Ausgangsimpedanz von  $R_a = 8$  Ohm. Über einen Spannungsteiler wurde die Ausgangsspannung, die beim höchsten Eichimpuls auftritt, auf  $\pm 1$  V<sub>s</sub> herabgesetzt (s. Schaltung 1 im Anhang). Die Ausgangsimpedanz des Differenziergerätes erhöht sich dadurch auf 350 Ohm.

#### 4.2. Der Vorverstärker

Wie unter Abschn. 3.3. beschrieben, dient der Vorverstärker nach Abb. 13 und Schaltung 1 (s. Anhang) der Anpassung des eigentlichen Differenziervverstärkers an den davorgeschalteten Manometerverstärker bzw. Filter.

Da die Differenzierschaltung nach Abb. 8 invertierend arbeitet, mußte zur Kompensation ein ebenfalls invertierender Vorverstärker verwendet werden. Dieser besitzt bei einer Bandbreite von 0...1 MHz einen Verstärkungsfaktor von  $v = 1$ .

Nach Gl.(7) ist

$$v = - \frac{u_o}{u_1} = - \frac{R_o}{R_1} \quad (51)$$

Wählt man  $R_1 = R_o = 100 \text{ k}\Omega$ , so ist nach Gl.(51)  $v = 1$ .

Die Eingangsimpedanz des Vorverstärkers und damit die des gesamten Differenziervgerätes beträgt dann  $R_e = R_1 = 100 \text{ k}\Omega$ .

Die Ausgangsimpedanz errechnet sich nach Gl.(50) zu

$R_a = 0,17 \text{ }\Omega$ , so daß die Eingangsimpedanz des nachgeschalteten Differenziervverstärkers von mindestens  $2 \text{ k}\Omega$  eine vernachlässigbare Belastung darstellt.

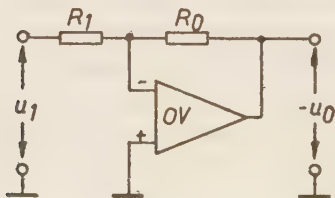


Abb. 13: Prinzipschaltbild des Vorverstärkers  
(OV = Operationsverstärker)

### 4.3. Der Integrierverstärker

#### 4.3.1. Vorbemerkungen

Als Integrator wurde ebenfalls eine Schaltung mit einem gegengekoppelten Operationsverstärker nach Abb. 14 und Schaltung 2 (s. Anhang) verwendet, die gegenüber einem einfachen RC-Integrierglied folgende Vorteile aufweist:

1. Eine hohe Integriergenauigkeit über längere Zeiten bei realisierbarer Zeitkonstante,
2. keine Dämpfung der angelegten Spannung.

Entsprechend der Gl.(7) berechnet sich der Frequenzgang:

$$\dot{u}_0 = - \frac{u_0}{u_1} = - \frac{R_0}{R_1} = - 1/j\omega C_0 R_1 \quad (52)$$

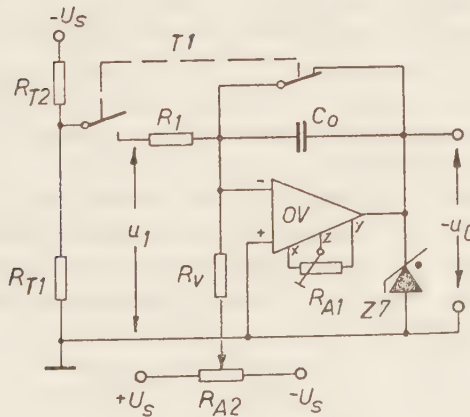


Abb. 14: Vereinfachtes Schaltbild des Integrierverstärkers und Eichimpulsgebers (Erklärung s. Text)

und mit dem Operator

$$1/j\omega = \int dt \quad (53)$$

in die umgeformte Gl.(52) eingesetzt, ergibt die Ausgangsspannung

$$u_o = - \frac{1}{R_1 C_o} \int u_1 dt . \quad (54)$$

#### 4.3.2. Berechnung der Eichimpulse

Als Beispiel soll im Bereich " 300 mmHg " des Manometerverstärkers eine maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit von 3000 Torr/sec gemessen werden. Für die Berechnung des Eichimpulsanstiegs lassen sich damit folgende Proportionalitäten aufstellen: Wenn 300 Torr einer Ausgangsspannung von 1 V<sub>s</sub> am Manometerverstärker entsprechen, so entsprechen 3000 Torr/sec ebenfalls einem Spannungsanstieg von 10 V<sub>s</sub>/sec.

Da die Eingangsspannung des Differenziergerätes 1 V<sub>s</sub> nicht weit überschreiten soll, wird die Amplitude des Eichimpulses auf diesen Wert festgelegt. Damit ergibt sich bei einer Druckanstiegsgeschwindigkeit von 3000 Torr/sec ein Spannungsanstieg von 1 V<sub>s</sub>/0,1sec.

Die Anstiegsgenauigkeit wird also von der Impulshöhe und der Zeit bestimmt. Bei Begrenzung der Ausgangsspannung u<sub>o</sub> am Integrator mittels einer Zenerdiode ist die Anstiegszeit t<sub>a</sub> nach folgender Beziehung von der Eingangsspannung u<sub>1</sub> abhängig: Gl.(54) umgeformt, ergibt für

$$u_1 = - R_1 C_o \frac{du_o}{dt} \quad (55)$$

und da es sich hier um einen geradlinigen Spannungsanstieg handelt

$$U_1 = - R_1 C_o \frac{U_o}{t_a} \quad (56)$$

Nach Gl.(56) lassen sich die Eingangsspannungen  $U_1$  berechnen, die den verschiedenen Eichimpulshöhen entsprechen, wenn für die elektrischen Bauelemente folgende Werte eingesetzt werden:

$$R_1 = 50 \text{ k}\Omega \pm 1\%$$

$$C_0 = 333 \text{ nF} \pm 1\%$$

Zenerspannung der Diode  $Z_7 = 6,95 \text{ V}$ .

| Eichimpulshöhe |                  | Anstiegszeit $t_a$<br>bei $U_0 = 1 \text{ V}_S$ | Eingangsspannung<br>$U_1$ |
|----------------|------------------|-------------------------------------------------|---------------------------|
| in             | $V_S/\text{sec}$ | msec                                            | $V_S$                     |
|                | 1                | 1000                                            | 0,116                     |
|                | 3                | 333                                             | 0,348                     |
|                | 10               | 100                                             | 1,16                      |
|                | 30               | 33,3                                            | 3,48                      |

Tab. 1: Berechnete Werte für die Anstiegszeit und die Eingangsspannung bei verschiedenen Eichimpulshöhen.

Die Integrierengenauigkeit ist von der Größe der Offsetspannung und des -stromes, sowie der temperaturbedingten Drift abhängig. Die Kompensation der Offsetspannung erfolgt mit Hilfe des niederohmigen Einstellwiderstandes  $R_{A1}$  (s. Abb. 14), die des Offsetstromes dagegen vorzeichengerecht über den hochohmigen Widerstand  $R_v$  und den Einstellwiderstand  $R_{A2}$ .

Erst nachdem das Gerät mindestens 30 min eingeschaltet war, ist eine ausreichend konstante Temperierung der Bauelemente gewährleistet und ein Abgleich der Spannungsdrift mittels  $R_{A2}$  sinnvoll.

Als Abgleichindikator dient ein eingebautes Zeigerinstrument (s. Schaltung 1 im Anhang).

Um über die beschriebenen Maßnahmen hinaus das Aufladen des Integrierkondensators  $C_0$  durch den nicht vollständig

kompensierbaren Driftstrom zu verhindern, bleibt nach jeder Eichimpulsabgabe  $C_0$  über die Taste T 1 kurzgeschlossen. Die errechneten Anstiegszeiten nach Tab. 1 wurden mit Hilfe eines UV-Schreibers<sup>§</sup> bei hoher Papiervorschubgeschwindigkeit gemessen und ergaben eine Sollwertabweichung  $< 1\%$ . Die Linearität des Eichimpulsanstiegs kann man am deutlichsten an der Plateaukonstanz des differenzierten Impulses erkennen (s. Abb. 4). Der Linearitätsfehler liegt unter  $\pm 2\%$ , ebenfalls mit dem UV-Schreiber gemessen.

#### 4.4. Der Eichimpulsgeber

Mit Hilfe der Taste T 1 wird eine über den Schalter Sch 1<sup>I</sup> gewählte Gleichspannung  $U_1$  sprungartig an den Eingang des Integrators gelegt (s. Abb. 14 und Schaltung 2 im Anhang). Die Eingangsspannung  $U_1$  ergibt sich aus dem Verhältnis der Widerstände  $R_{T1}$  und  $R_{T2}$  des Spannungsteilers, dessen Quellwiderstand klein gegenüber dem Eingangswiderstand  $R_1$  des Integrierverstärkers ist ( $R_{T1} = 0,01 R_1$ ). Damit errechnet sich

$$R_{T2} = R_{T1} \left( \frac{U_s}{U_1} - 1 \right) \quad (57)$$

mit  $U_s$  als Speisespannung.

Zur Polaritätsumkehrung des Eichimpulses werden über Schalter Sch 3 die Speisespannung  $U_s$  und die Zenerdiode Z 7 umgepolt.

<sup>§</sup>) der Fa. Hellige, Freiburg i. Breisg.

#### 4.5. Die Stromversorgung

Die stabilisierten Speisespannungen zur Versorgung der Operationsverstärker und entsprechende Hilfsspannungen liefert eine fabrikfertige elektronische Baueinheit, die über einen Transformator an das 220V-Netz angeschlossen ist. Zwischen der Primär- und der Sekundärwicklung dieses Netztrafos liegt eine elektrische Abschirmung, um die kapazitive Einkopplung der Netzspannung in das Meßgerät zu vermindern und damit den Einfluß des Netzbrumms auf die Differentiation. (s. Schaltung 3 i. Anhang)

## 5. Das Druckübertragungssystem

Das heute noch überwiegend in der kardiologischen Diagnostik verwendete Druckübertragungssystem besteht aus einem flüssigkeitsgefüllten Herzkatheter und dem extrakorporal liegenden Transducer. In die Spitze eines Katheters eingebaute und damit intraventrikulär zu platzierende Transducer konnten sich aus verschiedenen Gründen bis heute noch nicht durchsetzen.

Die Eigenschaften des Übertragungssystems sind für die Wiedergabetreue des Druckpulses von ausschlaggebender Bedeutung und beeinflussen damit direkt die Meßgenauigkeit der maximalen Druckerhöhungsgeschwindigkeit.

Im folgenden soll daher der Druckpuls analysiert werden, um den Frequenzbereich festzulegen, den ein für die Differentiation des Ventrikeldrucks brauchbarer Herzkatheter übertragen muß.

### 5.1. Fourieranalyse des Ventrikeldrucks

Ein beim Hund durch direkte Punktion des linken Ventrikels gemessener Druckpuls wurde nach Fourier zerlegt und ergab folgendes: Alle Oberwellen, deren Amplituden weniger als 15% der Grundwelle betragen, sind in erster Linie höherfrequenten Störspannungen zuzuordnen, die durch die Meßgeräte verursacht werden und beinhalten nur noch geringe Anteile des eigentlichen Meßsignals [16].

Bei einer Pulsrate von 198/min lagen oberhalb von 12 Hz alle Harmonische unter diesen 15%. Werden die Amplituden der Harmonischen mit deren Frequenz multipliziert (s. Gl. 38), so erhält man die Oberwellenanteile der differenzierten Druckkurve. Bei Vernachlässigung aller unter 15% der Grundwelle liegenden Oberwellen ist jetzt aber ein linearer Übertragungsbereich bis zu 20 Hz erforderlich, um die maximale Druckerhöhungsgeschwindigkeit dieses Hundeherzens, die 4000 Torr/sec betrug, ausreichend genau messen zu können.

Da die Ventrikelpulse von Mensch und Hund in ihrer Form ähnlich sind, lassen sich diese Ergebnisse durchaus auf das menschliche Herz übertragen.

## 5.2. Theoretische Vorbemerkungen zum Druckübertragungssystem

Das Übertragungssystem besteht also aus zwei Einzelementen, dem Katheter und dem Transducer, die nicht getrennt betrachtet werden können, da sich die Übertragungseigenschaften des Katheters nur mit Hilfe des Transducers messen lassen und sich außerdem die Flüssigkeitssäule bis in den Transducer hinein erstreckt (s. Abb. 15).

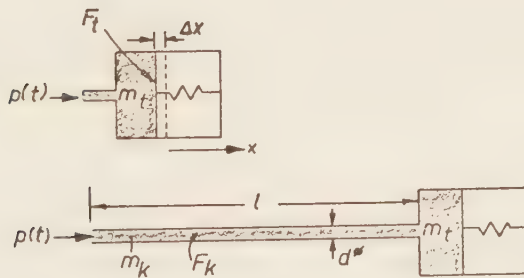


Abb. 15: Schematisierte Darstellung des flüssigkeitsgefüllten Druckübertragungssystems (Erklärung der Abkürzungen s. Text)

Nach Abb. 15 ist die Eigenfrequenz  $f_r$  des gesamten flüssigkeitsgefüllten Meßsystems

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\Delta p \cdot F_t^2}{\Delta V \cdot [m_t + 4/3 \cdot (F_t/F_k)^2 \cdot m_k]}} \quad (58)$$

wobei  $\Delta V$  die Volumenverschiebung der Flüssigkeit bedeutet, die sich aus der Auslenkung der Transducermembran mit der Fläche  $F_t$  um die Strecke  $\Delta x$  bei der Druckänderung  $\Delta p$  unter der Voraussetzung ergibt, daß der Katheter mit dem Querschnitt  $F_k$  starrwandig ist;  $m_t$  und  $m_k$  sind die Massen der Flüssigkeit im Transducer und Katheter [15].

Mit der Annahme, daß die Flüssigkeitsmasse im langen Herzkatheter  $m_k$  viel größer als im Transducer ist, vereinfacht sich Gl.(58):

$$f_r = 0,122 \cdot d \cdot \sqrt{E_t / (1 \cdot \varrho)} \quad (59)$$

mit dem Volumenelastizitätskoeffizienten  $E_t$  des Transducers in dyn/cm<sup>5</sup>

$$E_t = \Delta p / \Delta V \quad (60)$$

$d$  = innerer Durchmesser des Katheters in cm

$l$  = Katheterlänge in cm

$\varrho$  = Flüssigkeitsdichte in g/cm<sup>3</sup>.

Abb. 16 zeigt, daß eine amplitudengetreue Übertragung der verschiedenen Frequenzanteile des Druckpulses bis in die Nähe der Eigenfrequenz des Meßsystems möglich ist, wenn sein Dämpfungsgrad bei  $D = 0,7$  liegt.

Der Dämpfungsgrad  $D$  berechnet sich nach Gl.(61) aus den Abmessungen und einigen weiteren Größen des Übertragungssystems [15]:

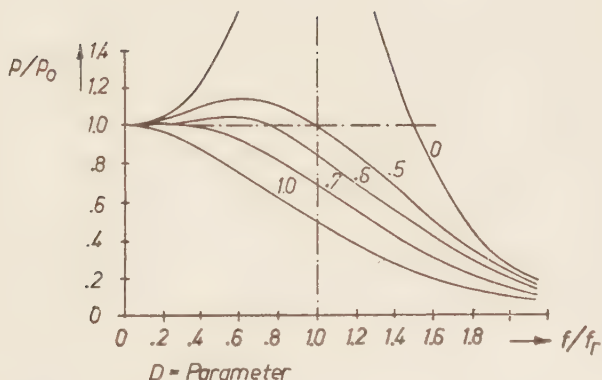


Abb. 16: Frequenzgang eines Übertragungssystems  $p/p_0 = f(f/f_r)$  mit dem Dämpfungsgrad  $D$  als Parameter.  
 ( $p$  = Momentandruck,  $p_0$  = Druck bei  $f = 0$  Hz,  
 $f$  = Frequenz beim Momentandruck,  $f_r$  = Eigenfrequenz des Systems)

$$D = \frac{16\eta}{d^3} \sqrt{\frac{31}{\pi \cdot g \cdot E_t}} \quad (61)$$

wobei  $\eta$  die Viskosität der Flüssigkeit bedeutet, die eine Temperaturabhängigkeit nach Abb. 17 zeigt.

Da die zur Berechnung von  $f_r$  und  $D$  gemachten Vereinfachungen zu grob sind - der Volumenelastizitätskoeffizient des Katheters ist nicht unendlich groß, weil die Wandung nicht starr ist; die Flüssigkeitsmasse im Transducer  $m_t$  ist gegenüber der von kleinelumigen Kathetern  $m_k$  nicht zu vernachlässigen - erschien es genauer, den Frequenzgang des flüssigkeitsgefüllten Druckübertragungssystems für verschiedene Herzkatheter auszumessen.

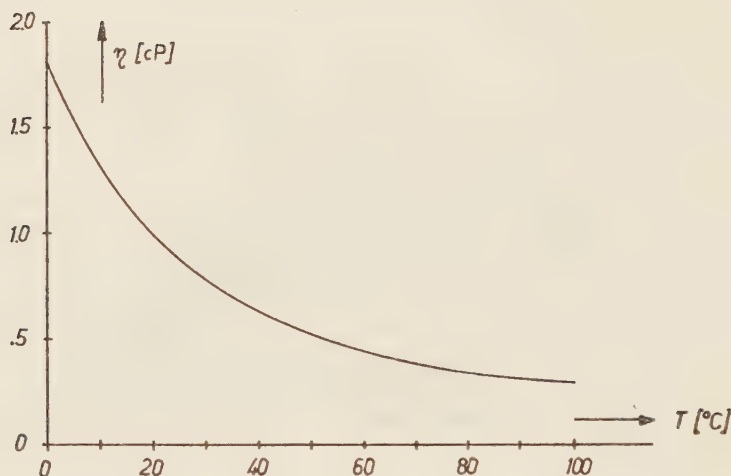


Abb. 17: Temperaturabhängigkeit der Viskosität  $\eta$  des Wassers in Zentipoise (cP).

### 5.3. Methodik zur Messung der Übertragungseigenschaften von Herzkathetern

Katheter und Transducer wurden an einen mechanischen Sinuswellengenerator<sup>§</sup> angeschlossen, der nach folgendem Prinzip aufgebaut ist: Die axialen Verschiebungen eines von einem Motor angetriebenen Stößels werden über eine steife Membran auf die mit Wasser gefüllte Druckkammer gegeben und erzeugen darin sinusförmige Druckschwankungen.

An die eine Ausgangsöffnung der Druckkammer wurde das auszumessende System, an die andere ein zweiter Transducer als Referenzsystem direkt angekoppelt (s. Abb. 18).

§) nach Prof. Siegert, Inst. f. tierexperimentelle Pathologie der FU Berlin

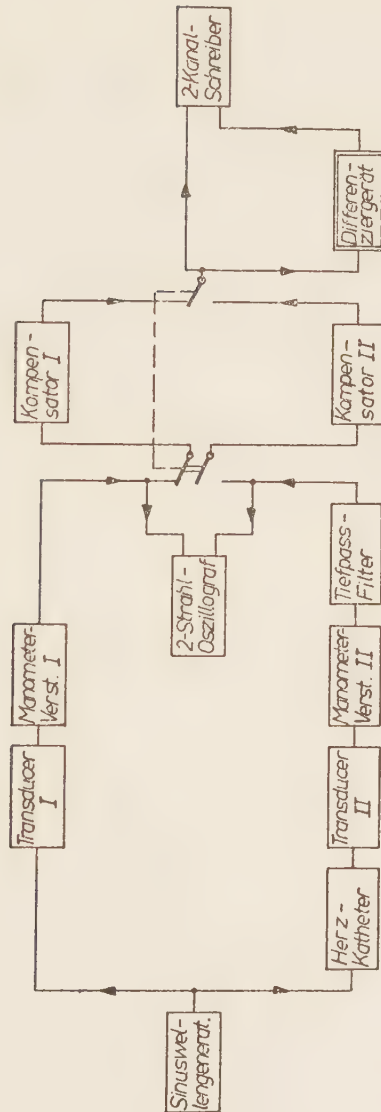


Abb. 18: Blockschaltbild des Meßplatzes zur Ermittlung der Übertragungseigenschaften von Herzkathetern (Kathetertypen u. genaue Bezeichnung der Meßgeräte s. Anhang)

Beide gleichartige Transducer waren an je einen Manometerverstärker identischer Bauart angeschlossen. Die verstärkte, dem Druck proportionale elektrische Spannung wurde im Referenzkanal direkt, im Meßkanal über ein ausschaltbares Tiefpaßfilter auf einen 2-Kanal-Kathodenstrahloszillografen zur Kontrolle der Sinusform gegeben und parallel dazu über einen umschaltbaren Kompensator, der den Gleichspannungsanteil (s. Abb. 19) eliminierte, einmal direkt und zum anderen nach Differentiation mit einem 2-Kanal-UV-Schreiber registriert. Der Katheter lag während der Messung gestreckt in einem Wasserbad, dessen Temperatur bei  $37^{\circ}\text{C}$  ausreichend konstant gehalten wurde.

Den Druckverlauf an der Ausgangsöffnung der Druckkammer des Sinuswellengenerators zeigt Abb. 19.

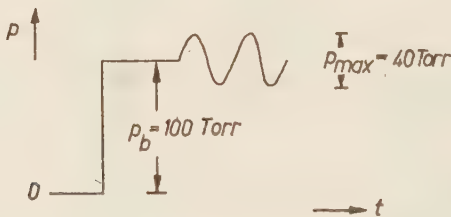


Abb. 19: Schema des Druckverlaufs am Ausgang des mechanischen Sinuswellengenerators (Abkürzungen s. Text).

Die sinusförmigen Druckschwankungen mit der Amplitude  $p_{\max}$  oszillieren um einen Basisgleichdruck  $p_b$ , der zum Vorspannen der Druckkammermembran erforderlich ist. Der Druckverlauf entspricht daher eher dem arteriellen als dem intraventrikulären Puls, was aber von geringer Bedeutung für die Untersuchung der Herzkatheter ist.

#### 5.4. Ergebnisse der Frequenzgangmessung von Herzkathetern

Den Frequenzgang der gesamten Meßkette nach Abb. 18, vom mechanischen Sinusgenerator bis zum 2-Kanal-UV-Schreiber aber ohne den Herzkatheter, zeigt das Diagr. 2 (s. Anhang). Der Momentanwert des sinusförmigen Drucks  $p$  bei einer Frequenz  $f$  wurde auf den Druck  $p_{2\text{Hz}}$  bei  $f = 2 \text{ Hz}$  bezogen. Ohne Tiefpaßfilter haben beide Kanäle das gleiche Frequenzverhalten von 2 bis 100 Hz (s. Kurve  $F_{0, \text{I}, \text{II}}$ ).

Die vier darunterliegenden Kurven in Diagr. 2 zeigen die Frequenzgänge von Kanal II mit verschiedenen Tiefpaßfiltern, deren obere Grenzfrequenz  $f_0$  bei der Amplitudendämpfung auf  $p/\sqrt{2} p_{2\text{Hz}}$  liegt. Die obere Grenzfrequenz des Filters  $F_1$  beträgt ungefähr 80 Hz, wenn die Amplitudenüberhöhung der Meßkette ohne Filter (s. Kurve  $F_0$ ) abgezogen wird.

Die Frequenzgänge einiger gebräuchlicher Herzkatheter (genaue Angaben s. Anhang) sind in den Diagr. 3..6 dargestellt. Die  $F_0$ -Kurve zeigt jeweils den für die Kathetertypen charakteristischen Frequenzgang bei ausgeschaltetem Tiefpaßfilter. Kurze, relativ starrwandige und großlumige Katheter, wie der nach Brockenbrough, haben die nach Gl. (58) und (61) zu erwartende hohe Resonanzfrequenz  $f_r$  und einen geringen Dämpfungsgrad  $D$ . Beim langen, weichen und englumigen Einschwemmkatheter ist dagegen  $f_r$  niedrig und  $D$  höher.

Unter Verwendung eines geeigneten Tiefpaßfilters kann die Resonanzüberhöhung des Katheters optimal gedämpft werden und man erreicht damit eine Übertragung, die bis zu den Oberwellen höherer Ordnung linear ist.

In Tab. 2 ist die obere Grenzfrequenz  $f_{0/\pm 5\%}$  der verschiedenen mit einem Tiefpaßfilter möglichst optimal gedämpften Katheter aufgeführt, wobei  $f_{0/\pm 5\%}$  bei einer Linearitätsabweichung des Frequenzganges von  $\pm 5\%$  definiert ist.

Da für die Druckmessung einschließlich der Druckdifferentiation im linken Ventrikel ein linearer Frequenzgang bis zu 20 Hz verlangt werden muß, sind der gedämpfte Brockenbrough- und Cournand-Katheter gut, der Ödmann-Katheter nur bedingt und der Einschwemmkatheter nicht einsetzbar.

| Kathetertype  | Tiefpaßfilter |       | $f_{0/+5\%}$ |
|---------------|---------------|-------|--------------|
|               | Nr.           | $f_0$ |              |
| Brockenbrough | F 1           | 80 Hz | 27 Hz        |
| Cournand      | F 3           | 20 Hz | 29 Hz        |
| Odmann        | F 3           | 20 Hz | 18 Hz        |
| Einschwemm-   | F 3           | 20 Hz | 8 Hz         |

Tab. 2: Obere Grenzfrequenz  $f_0$  der optimal gedämpften Herzkatheter bei  $\pm 5\%$ -Abweichung vom Amplitudensollwert.

#### 5.5. Ergebnisse der Differentiation des sinusförmigen Drucks bei verschiedenen Herzkathetern

Die vom Herzkatheter übertragenen und in proportionale elektrische Spannungen umgewandelten sinusförmigen Druckschwankungen wurden nach der Differentiation registriert (s. Abb.18).

Die Ausgangsspannung  $U_0$  des Differenziergerätes wird über den Faktor  $n$  in Spannung pro Zeit ( $\dot{U}_{\max}$ ) umgerechnet:

$$\dot{U}_{\max} = n \cdot U_0 \quad (62)$$

Nach Gl.(44) errechnet sich der Faktor  $n$ :

$$n = \frac{dU_1/dt}{U_0} = \frac{1}{k \cdot R_0 C_1} \quad (63)$$

Werden für  $k = 0,346$ , ein Faktor, der aus der Spannungsteilung am Ausgang des Differenziervverstärkers resultiert und für  $R_0 C_1 = 0,1$  sec gesetzt - das negative Vorzeichen in Gl.(44) hebt sich durch die Invertierung des Vorverstärkers

auf - so ergibt Gl.(63) in (62) eingesetzt

$$\dot{U}_{M \max} / \frac{V_s}{\text{sec}} = 29 \cdot U_o / V_s \quad (64)$$

Zur Kontrolle der Messung wurde aus der am Eingang des Differenziergerätes liegenden, dem sinusförmigen Druck proportionalen elektrischen Spannung  $U_1$  die differenzierte Spannung  $\dot{U}_{B \max}$  entsprechend nach Gl.(38) berechnet:

$$\dot{U}_{B \max} / \frac{V_s}{\text{sec}} = 6,28 \cdot f / \text{Hz} \cdot U_1 / V_s \quad (65)$$

In Diagr. 7 ist das Verhältnis der gemessenen Anstiegssteilheit  $\dot{U}_{M \max}$  zur berechneten  $\dot{U}_{B \max}$  über der Frequenz  $f$  aufgetragen:

Bei Frequenzen unter 8 Hz verfälschen die mit einem größeren Verstärkungsfaktor  $v$  vom Differenziergerät übertragenen höherfrequenten Störspannungen (s. Diagr. 1) das Nutzsignal. Diese Störungen wurden durch mechanische Erschütterungen des flüssigkeitsgefüllten Druckübertragungssystems, von den eingesetzten Kühlaggregaten usw. herrührend und durch das Netzbrumm, verursacht.

Zum Vergleich der Anstiegssteilheiten mit ( $\dot{U}_{\max \text{ Kath}}$ ) und ohne Katheter ( $\dot{U}_{\max \text{ Ref}}$ ) sind daher die nach Gl.(65) berechneten Werte eingesetzt worden und in Diagr. 8..11 dargestellt.

Die Berechnung von  $\dot{U}_{\max \text{ Ref}}$  erfolgte bei allen Kathetertypen mit der Spannung  $U_1$ , die bei der Frequenz  $f = 2 \text{ Hz}$  gemessen wurde und bei der noch keine größeren Abweichungen vom idealen Frequenzgang auftraten.

Die in den Diagr. 8..11 dargestellten Anstiegssteilheiten für die elektrische Spannung müssen jeweils mit dem druckelektrischen Umwandlungsfaktor des vorgeschalteten Manometerverstärkers in die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}_{\max}$  umgerechnet werden.

Bei den hier eingesetzten Verstärkern<sup>§</sup> beträgt dieser Faktor in dem Bereich, der für die Druckmessung im linken Ventrikel am häufigsten verwendet wird, 150 Torr/1 V<sub>s</sub>.

Die maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit  $\dot{p}_{\max}$  läßt sich damit nach Gl.(66) aus der maximalen Anstiegssteilheit der elektrischen Spannung  $\dot{U}_{\max}$  ermitteln:

$$\dot{p}_{\max} / \frac{\text{Torr}}{\text{sec}} = 150 \cdot \frac{\dot{U}_{\max}}{V_s / \text{sec}} \quad (66)$$

Die den Diagr. 8..11 entsprechenden Verläufe für  $\dot{p}_{\max}$  sind in den Diagr. 12..15 dargestellt.

Wie schon aus der Diskussion der Katheterfrequenzgänge ersichtlich, sind auch die Abweichungen von der 45°-Geraden z.B. beim optimal gedämpften Brockenbrough-Katheter, bis zu den höheren Anstiegsgeschwindigkeiten hinauf, gering (s. Diagr. 8 u. 12), beim gedämpften Einschwemmkatheter dagegen so groß (s. Diagr. 11 u. 15), daß dieser für die Druckdifferentiation im linken Ventrikel unbrauchbar ist (s. auch Tab. 3). Da die maximalen Druckanstiegssteilheiten im rechten Ventrikel viel geringer als im linken sind, ist hierbei ein Einsatz des Einschwemmkatheters denkbar.

Der Cournand-Katheter zeigt erst bei höheren  $\dot{p}_{\max}$ -Werten als der Brockenbrough-Katheter eine Abweichung von 5% von der 45°-Geraden, obwohl aus seinen Abmessungen nach Gl.(58) das umgekehrte Ergebnis zu erwarten gewesen wäre. Die Erklärung liefert der Kurvenverlauf des optimal gedämpften Cournand-Katheters, der bei niedrigen Anstiegsgeschwindigkeiten mit einer Abweichung von weniger als 5% unter der 45°-Geraden, bei höheren Anstiegssteilheiten aber über dieser liegt (s. Diagr. 13, F 3).

Der mit Filter F 3 gedämpfte Ödmann-Katheter eignet sich ohne Korrektur nur bedingt für die Messung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit im linken Ventrikel.

§) Elektromanometer MA 83 der Fa. Hellige, Freiburg i. Breisg.

| Kathetertype  | Tiefpaßfilter |       | oberer Grenzwert des Katheters mit Filter |                          |
|---------------|---------------|-------|-------------------------------------------|--------------------------|
|               | Nr.           | $f_0$ | $\dot{U}_{\max}/\pm 5\%$                  | $\dot{p}_{\max}/\pm 5\%$ |
| Brockenbrough | F 1           | 80 Hz | 15 $V_s$ /sec                             | 2250 Torr/sec            |
| Cournand      | F 3           | 20 Hz | 18 $V_s$ /sec                             | 2700 Torr/sec            |
| Ödmann        | F 3           | 20 Hz | 12,5 $V_s$ /sec                           | 1875 Torr/sec            |
| Einschwemm-   | F 3           | 20 Hz | 5 $V_s$ /sec                              | 750 Torr/sec             |

Tab. 3: Obere Grenzwerte der maximalen Anstiegsgeschwindigkeiten von elektrischer Spannung  $\dot{U}_{\max}$  und Druck  $\dot{p}_{\max}$  bei einer  $\pm 5\%$ -Abweichung der optimal gedämpften Herzkatheter vom Referenzwert (druck-elektrischer Umwandlungsfaktor = 150 Torr/ 1  $V_s$ ).

Zur genauen Korrektur der mit einem Herzkatheter gemessenen maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeiten wird der ermittelte Wert auf der Ordinate des entsprechenden Diagramms aufgesucht, eine Parallele dadurch zur Abszisse gezogen und im Schnittpunkt mit der gewählten Filterkurve der genaue Wert auf der Abszisse abgelesen.

#### Beispiel:

Bei der Sondierung des linken Ventrikels mit einem Brockenbrough-Katheter Nr. 7725 wird eine maximale Druckanstiegsgeschwindigkeit von 2400 Torr/sec (=  $\dot{p}_{\max \text{ Kath}}$ ) gemessen. Der Manometerverstärker arbeitet im Bereich von 150 Torr/1  $V_s$  und es ist der Tiefpaßfilter F 1 (80 Hz) eingeschaltet. Der aus Diagr. 12 abgelesene korrigierte Wert (=  $\dot{p}_{\max \text{ Ref}}$ ) beträgt damit 2280 Torr/sec.

## 6. Technische Voraussetzungen zur Ermittlung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit im menschlichen Herzen

Da die maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeiten im rechten Ventrikel weit unter denen des linken liegen, werden im folgenden die technischen Anforderungen besprochen, die bei der Sondierung des linken Ventrikels an die Meßapparaturen (s. Abb. 2) zu stellen sind.

Es soll noch einmal wiederholt werden: Um auch die höherfrequenten Oberwellenanteile des linksventrikulären Druckimpulses, die einen bedeutenden Beitrag zur genauen Messung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit leisten, übertragen zu können, ist ein linearer Frequenzgang der gesamten Meßkette - von der Katheterspitze bis zum Registriergerät - bis zu 20 Hz erforderlich.

### 6.1. Das flüssigkeitsgefüllte Druckübertragungssystem

Aus den theoretischen Erörterungen in Abschn. 5.2. lassen sich folgende Bedingungen zusammenfassen:

1. Der Herzkatheter soll möglichst großlumig, starrwandig und von geringer Länge sein, was bei der transseptalen Sondierung des linken Ventrikels mit dem Brockenbrough-Katheter weitgehend realisiert wird.
2. Die Flüssigkeitssäule im Katheter und Transducer muß gasblasenfrei sein: Lumenausfüllende Gasblasen dämpfen die höherfrequenten Anteile des Druckpulses; kleine Gasblasen, die meist wandständig sind, führen dagegen zu unerwünschten Resonanzüberhöhungen.  
Der Herzkatheter ist daher sorgfältig extrakorporal mit entgaster, über die Körpertemperatur erwärmter, physiologischer Kochsalzlösung zu füllen, wobei möglichst wenige

Übergangsstücke und Hähne zwischen Katheter und Transducer eingesetzt werden sollten, in denen u.a. besonders oft Gasblasen haften können.

3. Das Druckübertragungssystem muß für Flüssigkeiten dicht sein: Lecks vermindern den Volumenelastizitätskoeffizienten durch eine größere Volumenverschiebung bei gleichbleibender Druckänderung und senken damit nach Gl.(59) die obere Grenzfrequenz. Undichtigkeiten lassen sich durch paßgerechte Verbindungen und durch weitgehend in der Anzahl verminderte Zwischenstücke ausschalten. Auch die Transducerkammer ist auf Lecks zu überprüfen.

4. Das Katheterlumen darf kein Blut enthalten, das zur Thrombenbildung und damit zur Querschnittsverkleinerung führen kann.

Um das Eindringen von Blut in die Katheterspitze zu verhindern, darf im Übertragungssystem kein Leck vorhanden sein. Außerdem kann mit einer sorgfältig abgestimmten Dauergegeninfusion während der Messung oder einem oftmaligen Durchspülen des Katheters zwischen den Messungen das Blut aus der Katheterspitze verdrängt werden.

Zusätzlich ist eine Heparinisierung der Katheterflüssigkeit empfehlenswert.

5. Der Volumenelastizitätskoeffizient des Transducers soll möglichst groß sein ( $E_t > 30 \cdot 10^8 \text{ dyn/cm}^2$ ), da er sich mit dem des Katheters  $E_k$  nach folgender Beziehung zusammensetzt:

$$\frac{1}{E_{\text{ges}}} = \frac{1}{E_t} + \frac{1}{E_k} \quad (67)$$

Bei kleinem  $E_t$  vermindert sich die obere Grenzfrequenz nach Gl.(59).

## 6.2. Das elektronische Übertragungssystem

Grundsätzlich ist von allen elektronischen Meßgeräten ein linearer Frequenzgang bis weit oberhalb von 20 Hz zu fordern. Damit wird erreicht, daß die obere Grenzfrequenz des gesamten Übertragungssystems eindeutig nur durch die Eigenschaften des schwächsten Gliedes in der Kette, nämlich in unserem Falle durch die des Herzkatheters, bestimmt wird. Bei Einhaltung dieser Forderung ist es möglich, durch elektrische Tiefpaßfilter definiert den nichtlinearen Frequenzgang des Herzkatheters zu korrigieren, ohne daß weitere Glieder der Meßkette die Genauigkeit der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit unvorhersehbar beeinflussen können (s. Tab. 2 u. 3). Das Differenziergerät kann aus den u. Abschn. 4.1.3. erläuterten Gründen die oben gemachte Auflage nach einer hohen Grenzfrequenz nicht ganz erfüllen. Der dadurch verursachte Meßfehler liegt aber unter -2% und wird daher durch die positiven Linearitätsabweichungen der optimal gedämpften Katheterfrequenzgänge kompensiert.

## 7. Zusammenfassung

Aus der im Jahre 1968 noch nicht bestehenden Möglichkeit, ein Gerät zur Messung der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit im menschlichen Herzen beziehen zu können, entstand die Forderung nach einer Eigenentwicklung.

Dieses selbstgebaute Differenziergerät wurde auf der Basis von Analogrechenverstärkern konzipiert und besteht aus dem eigentlichen Differenziervverstärker und dem Eichgenerator. Die Zeitkonstante des Differentiators beträgt 2 msec und gewährleistet eine Differentiationsgenauigkeit von  $-2\%$  bis zu 22 Hz mit einem Phasenfehler von  $15^\circ$ . Der Frequenzgang zeigt oberhalb von 160 Hz ein integrales Verhalten, so daß höherfrequente Störspannungen unterdrückt werden. Die Eingangsimpedanz des Gerätes liegt bei 100 k $\Omega$ m (maximale Eingangsspannung  $\pm 5$  V<sub>s</sub>), die Ausgangsimpedanz bei 350  $\Omega$ m (maximale Ausgangsspannung  $\pm 2$  V<sub>s</sub>).

Mittels vier wählbarer Eichimpulsamplituden (1, 3, 10 und 30 V<sub>s</sub>/sec), die über den Umsetzungsfaktor des vorgeschalteten Manometerverstärkers in Torr/sec umgerechnet werden können, lassen sich mit dem hier verwendeten Manometerverstärker<sup>§</sup> Druckanstiegsgeschwindigkeiten bis über  $10^5$  Torr/sec messen.

Das Differenziergerät war ca. 1 1/2 Jahre im kardiologischen Routinebetrieb eingesetzt und mußte zu diesem Zweck an die schon vorhandenen Meßgeräte (Manometerverstärker und Registriergerät) angepaßt werden.

Da die Meßgenauigkeit der maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit vorwiegend von den Eigenschaften des Herzkatheters abhängt - bei moderner Ausrüstung kann der Einfluß der übrigen Geräte auf die Meßgenauigkeit als unproblematisch betrachtet werden - wurde der Frequenzgang von vier gebräuchlichen

§) Elektromanometer MA 83 der Fa. Hellige, Freiburg i. Breisg.

Herzkathetern, einem Brockenbrough- (Nr. 7725, grau), Cournand- (Nr. 7), Ödman- (rot) und einem doppelläufigen Balloneinschwemmkatheter (SF Swan-Ganz Flow Directed Catheter 4/5 CC CAP) mit Hilfe eines mechanischen Sinuswellengenerators § bestimmt und graphisch dargestellt.

Durch Einschaltung elektrischer Tiefpaßfilter konnten die Frequenzgänge der einzelnen Kathetertypen annähernd optimal linearisiert werden. Die Linearität ( $\pm 5\%$ ) reicht bei den ersten drei Kathetertypen über bzw. bis knapp 20 Hz, beim Einschwemmkatheter dagegen nur bis 8 Hz.

Die druckproportionalen sinusförmigen elektrischen Spannungen wurden differenziert und berechnet. In Diagrammen, mit verschiedenen Tiefpaßfiltern als Parameter, sind die Sollwerte der Anstiegsgeschwindigkeiten, die ohne Kathetereinfluß ermittelt wurden, den mit Katheter gewonnenen Werten gegenübergestellt. Damit ist eine nachträgliche Korrektur der durch den Herzkatheter verfälschten maximalen Druckanstiegsgeschwindigkeit gegeben.

Eine Originalregistrierung des linksventrikulären Druckverlaufs und der mit dem hier beschriebenen Differenziergerät gemessenen Druckanstiegsgeschwindigkeit zeigt Diagr. 16 (s. Anhang).

§) nach Prof. Siegert, Inst. f. tierexperimentelle Pathologie der FU Berlin

LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Gleason, W.E., E. Braunwald: Studies on the first derivative of the ventricular pressure pulse in man. J. Clin. Investig. 41: 80 - 92 (1962)
- [2] Landry, A.B., A.V.N. Goodyer: Rate of rise of left ventricular pressure (indirect measurement and physiologic significance). Am. J. Cardiol. 15: 660 - 664 (1965)
- [3] Siegel, J.H., E.H. Sonnenblick: Isometric time-tension relationship as an index of myocardial contractility. Circ. Res. 12: 597 (1963)
- [4] Sarnoff, S.J., J.H. Mitchell. Amer. J. Med. 30: 747 (1961)
- [5] Reeves, T.J. et al.: The hemodynamic determinants of the rate of change in pressure in the left ventricle during isometric contraction. Amer. Heart. J. 60: 745 (1960)
- [6] Wallace, A.G. et al.: Hemodynamic determinants of the maximal rate of rise of the left ventricular pressure. Amer. J. Physiol. 205: 30 (1963)
- [7] Siegel, J.H., E.H. Sonnenblick et al.: The quantification of myocardial contractility in dog and man. Cardiologica 45: 189 (1964)
- [8] Siegel, J.H., E.H. Sonnenblick: Quantification and prediction of myocardial failure. Arch. Surg. 89: 1026 (1964)
- [9] Veragut, U.P., H.P. Krayenbühl: Estimation and quantification of myocardial contractility in the closed chest dog. Cardiologica 47: 96 (1965)

- [10] Mason, Sonnenblick et al.: Time to peak  $dp/dt$ : A useful measurement for evaluating the contractile state of human heart. *Circulation* 32: suppl. 2, 145 (1965)
- [11] Krayenbühl, H.P.: Die Dynamik und Kontraktilität des linken Ventrikels.  
*Bibliotheca Cardiologica* Nr. 23, S. Karger, Basel (1969)
- [12] Handbook of operational amplifier applications.  
Burr-Brown Research Corporation (1963)
- [13] Adler, H.: Elektronische Analogrechner.  
VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften Berlin (1968)
- [14] Hellige-Elektromanometer MA 83: Beschreibung und Bedienungsanleitung
- [15] Geddes, L.A.: The direct and indirect measurement of blood pressure.  
Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1970: 52
- [16] Knopp, T.J., S.H. Rahimtoola, H.J.C. Swan: First derivative of ventricular pressure recorded by means of conventional cardiac catheters.  
*Cardiovasc. Res.* 4: 394 - 404 (1970)
- [17] Marks, L.S.: Mechanical Engineers Handbook  
Mc Graw-Hill Book Company, Inc. New York (1951)

Genaue Bezeichnung der untersuchten Herzkatheter und  
der verwendeten Meßgeräte nach Abb. 18

Mechanischer Sinuswellengenerator: C...100 Hz,  $p_{\max} = 150$  Torr  
(nach Prof. Siegert, Inst. f. tierexperimentelle  
Pathologie der FU Berlin)

Herzkatheter:

1. nach Brockenbrough (grau)  
7725 USCI USA AHAIIJ  
Material: Teflon  
Länge: 73 cm mit Hahn (von der Fa. festgelegt)  
Spitzenöffnungen: 1 endständige  
4 seitenständige (bei der  
Messung verschlossen)
2. nach Cournand (grün-grau)  
5500 USCI USA 7 AHAIIJ  
Material: gewebtes Dacron  
Länge: 127 cm mit Konus (von der Fa. festgelegt)  
Spitzenöffnungen: 1 endständige
3. nach Ödmann (rot)  
Material:  
Länge: 123 cm mit Hahn (selbst bestimmbar)  
Spitzenöffnungen: 1 endständige
4. Einschwemmkatheter mit Ballon  
SF Swan-Ganz Flow Directed Catheter 4/5 CC CAP  
Material:  
Länge: 122 cm mit Konus (von der Fa. festgelegt)  
Spitzenöffnungen: 1 endständige

Transducer I u. II:

P 23 Db der Fa. Statham

Manometerverstärker I u. II:

Elektromanometer MA 83 der Fa. Hellige, Freiburg

Tiefpaßfilter:

F 1: 80 Hz

F 2: 40 Hz

F 3: 20 Hz

F 4: 10 Hz

(eingebaut im Elektromanometer Ma 83)

2-Kanal-Kathodenstrahloszillograf:

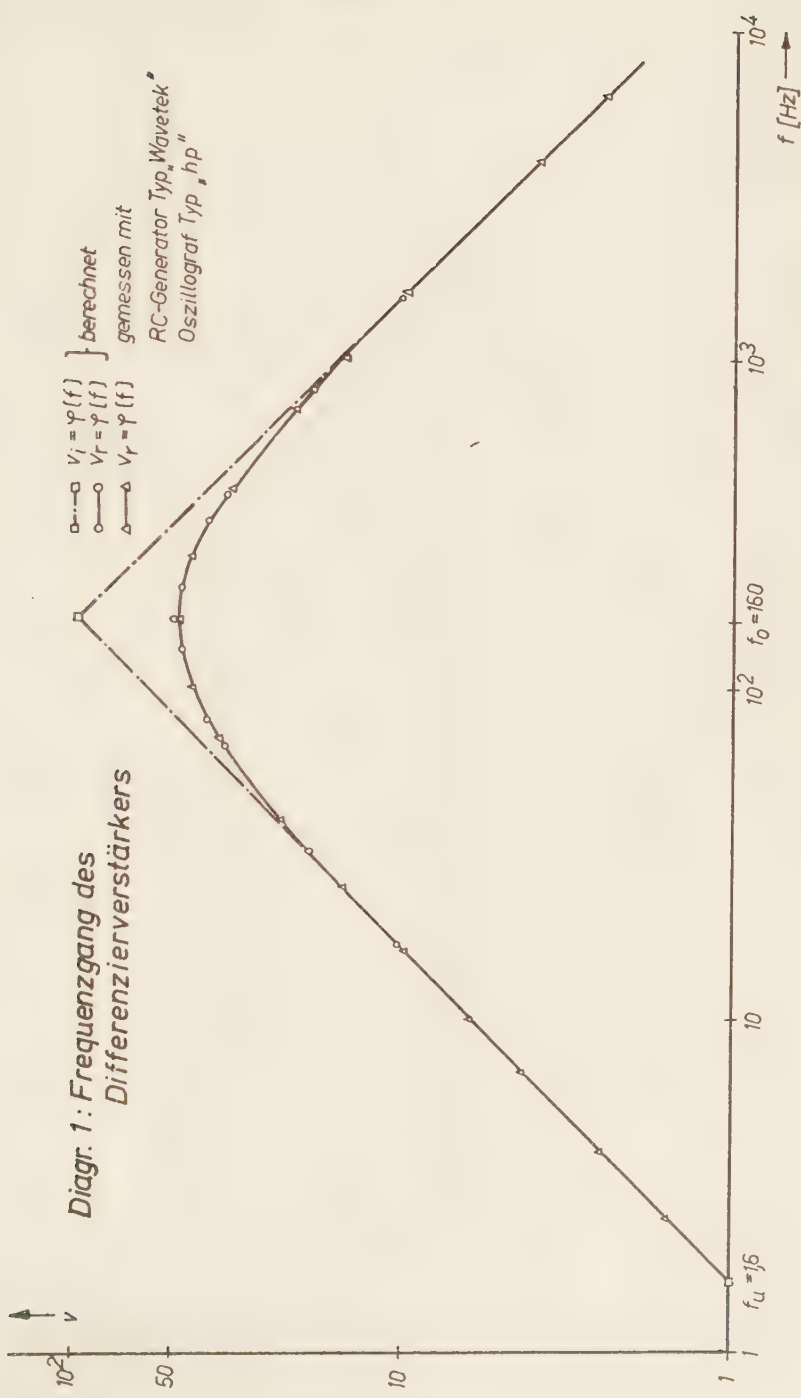
Modell 564 der Fa. Tektronix

Kompensator I u. II: nach Prof. Siegert

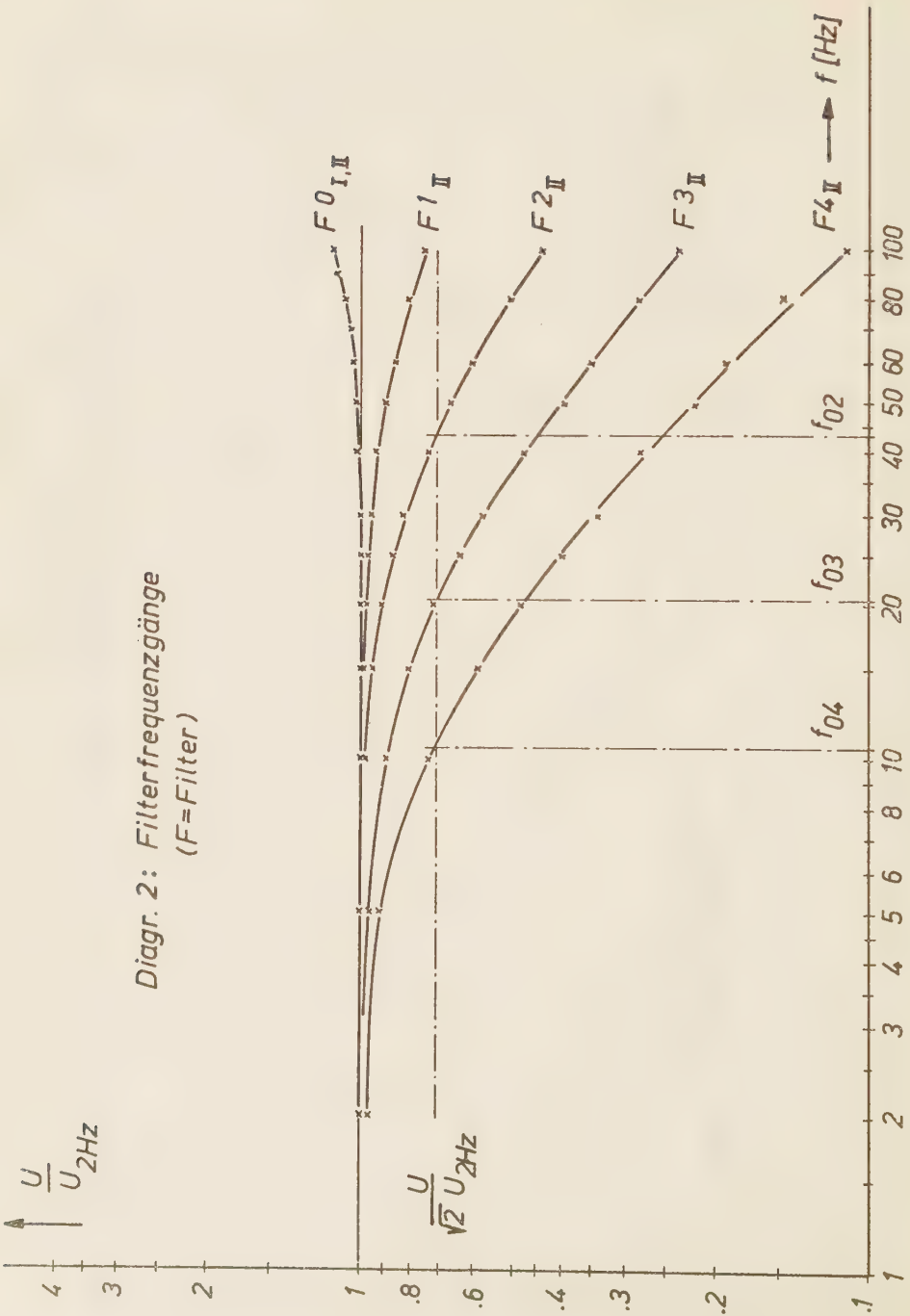
Differenziergerät: s. Thema dieser Arbeit

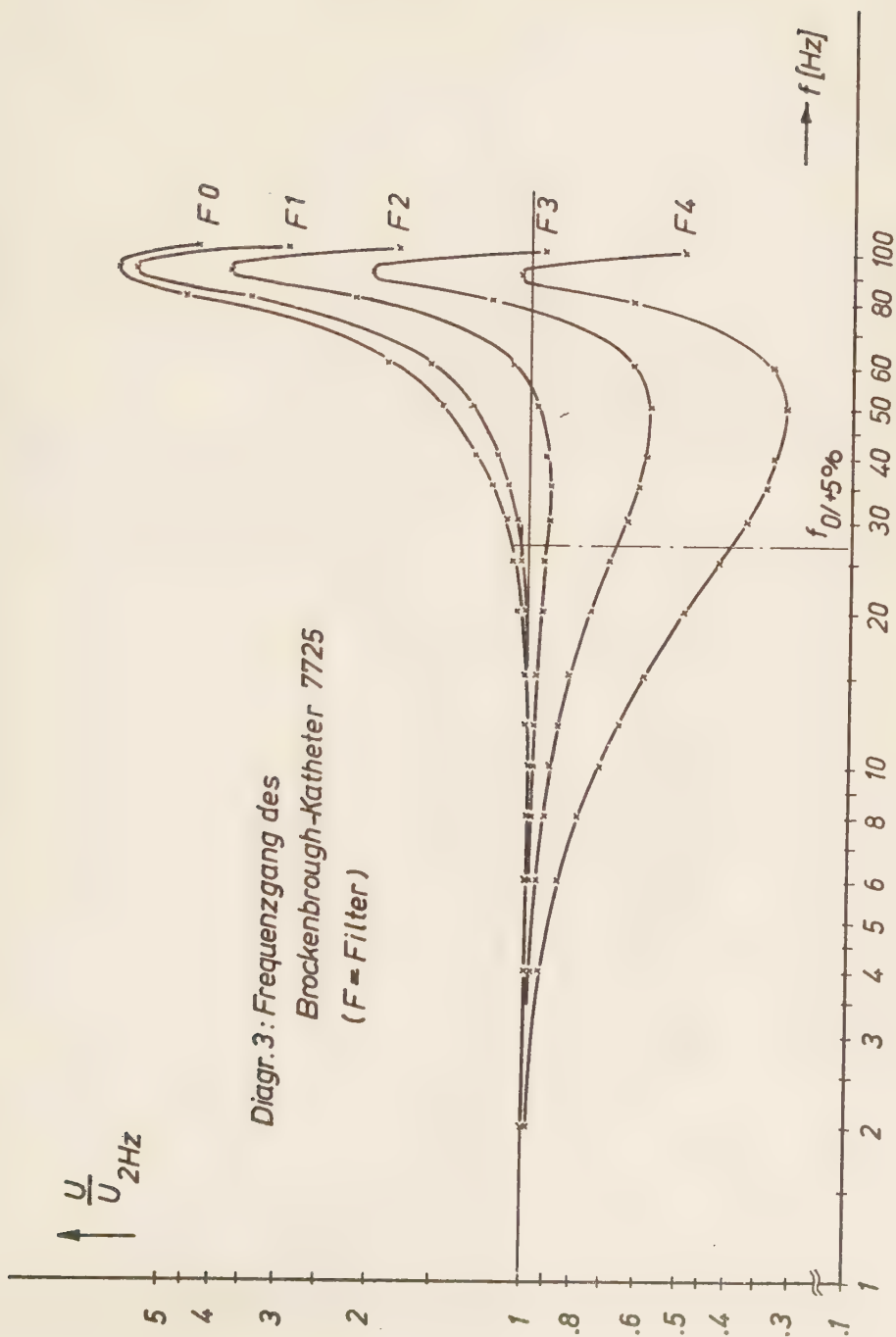
2-Kanal-UV-Schreiber:

Oscilloport der Fa. Siemens AG

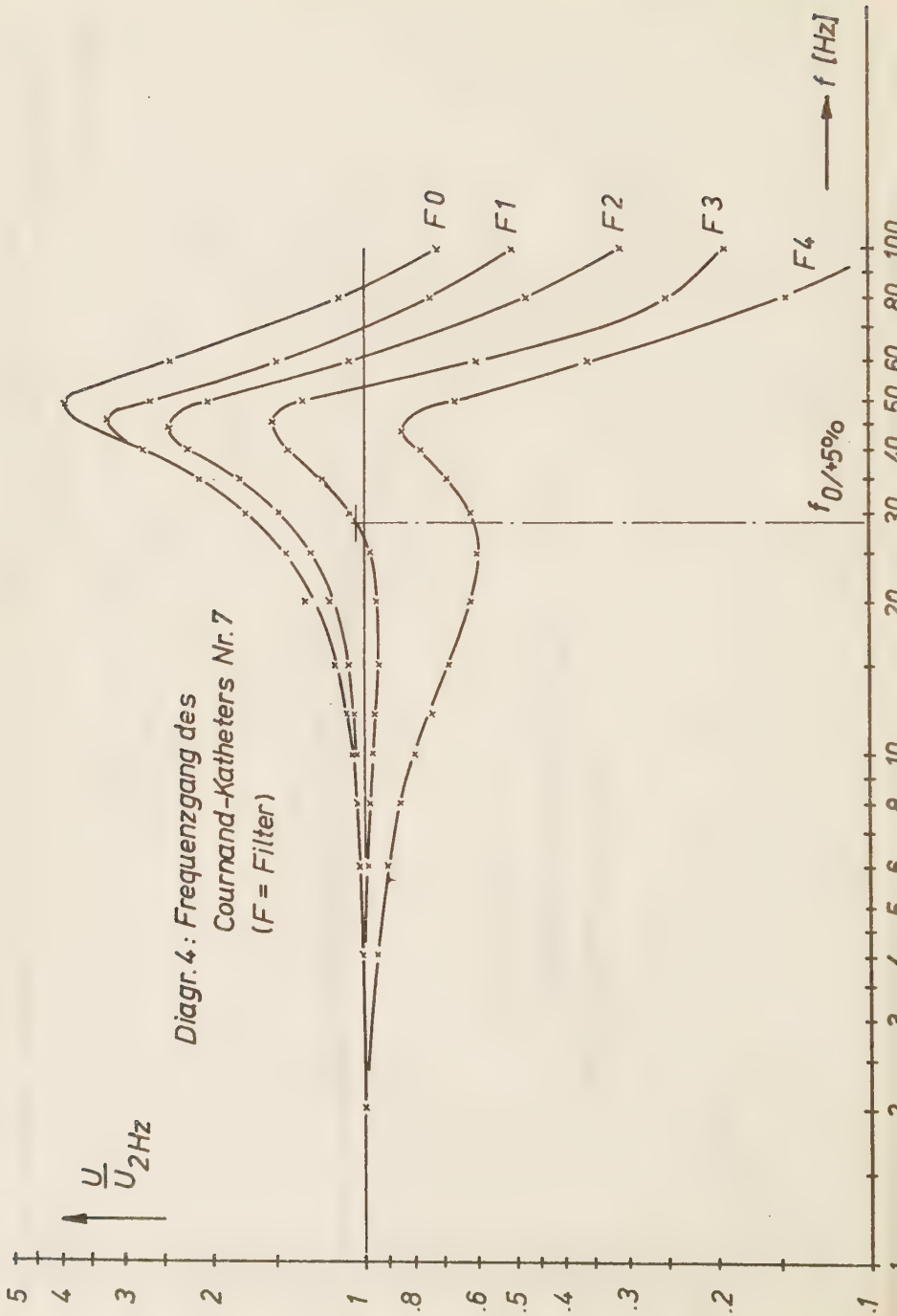


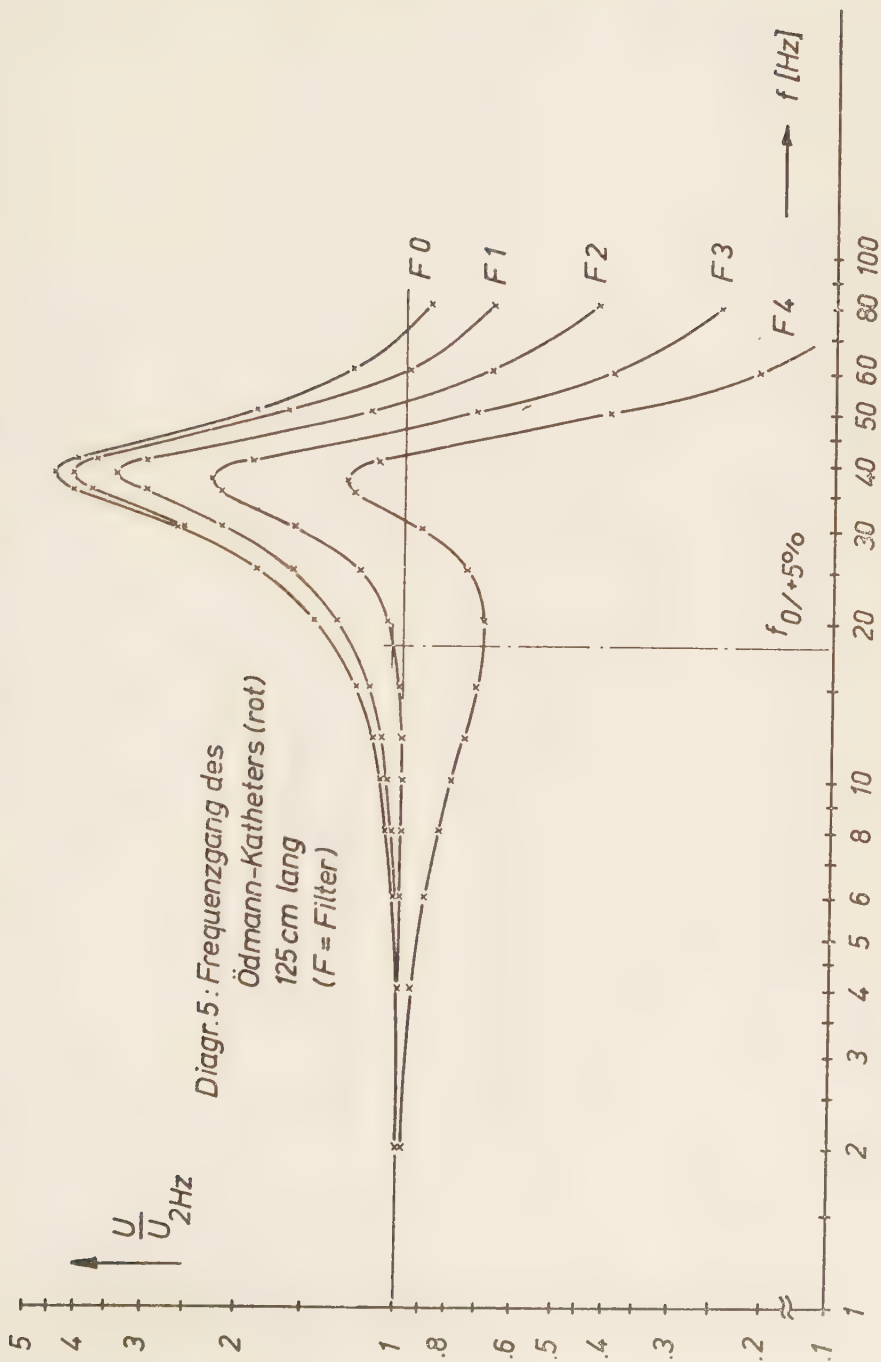
Diagr. 2: Filterfrequenzgänge  
( $F = \text{Filter}$ )

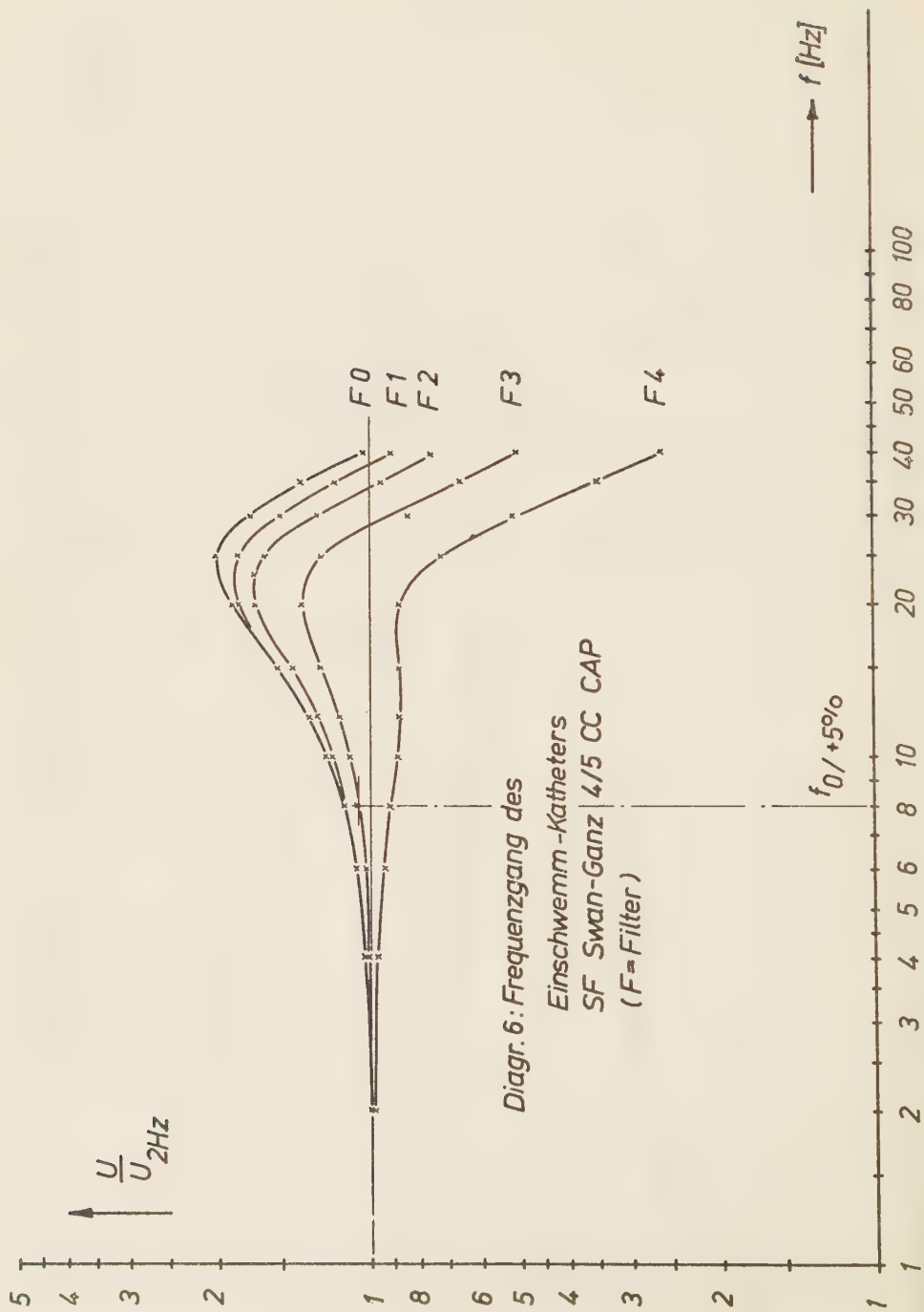




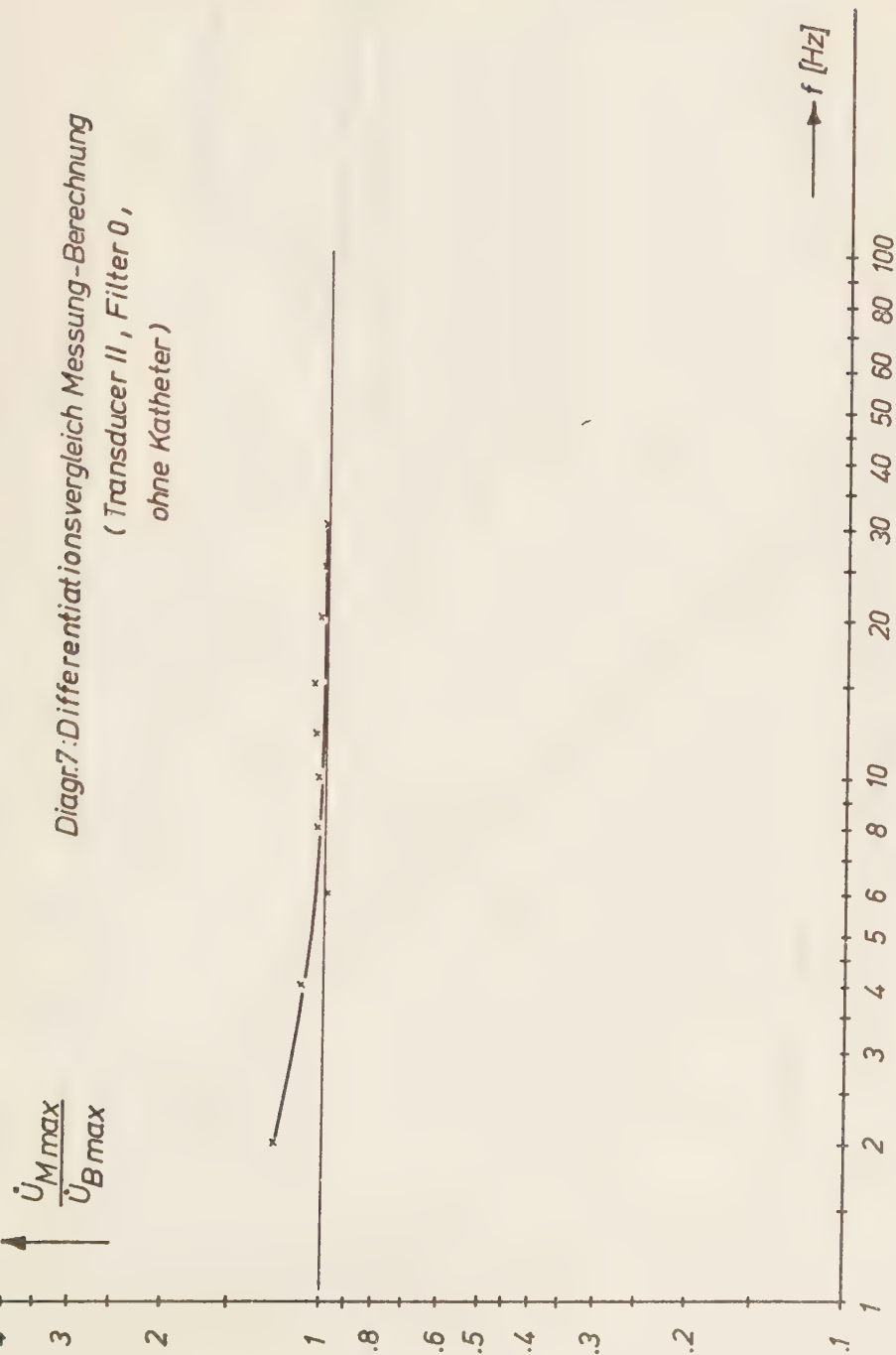
Diagr. 4: Frequenzgang des  
Cournaud-Katheters Nr. 7  
( $F = \text{Filter}$ )

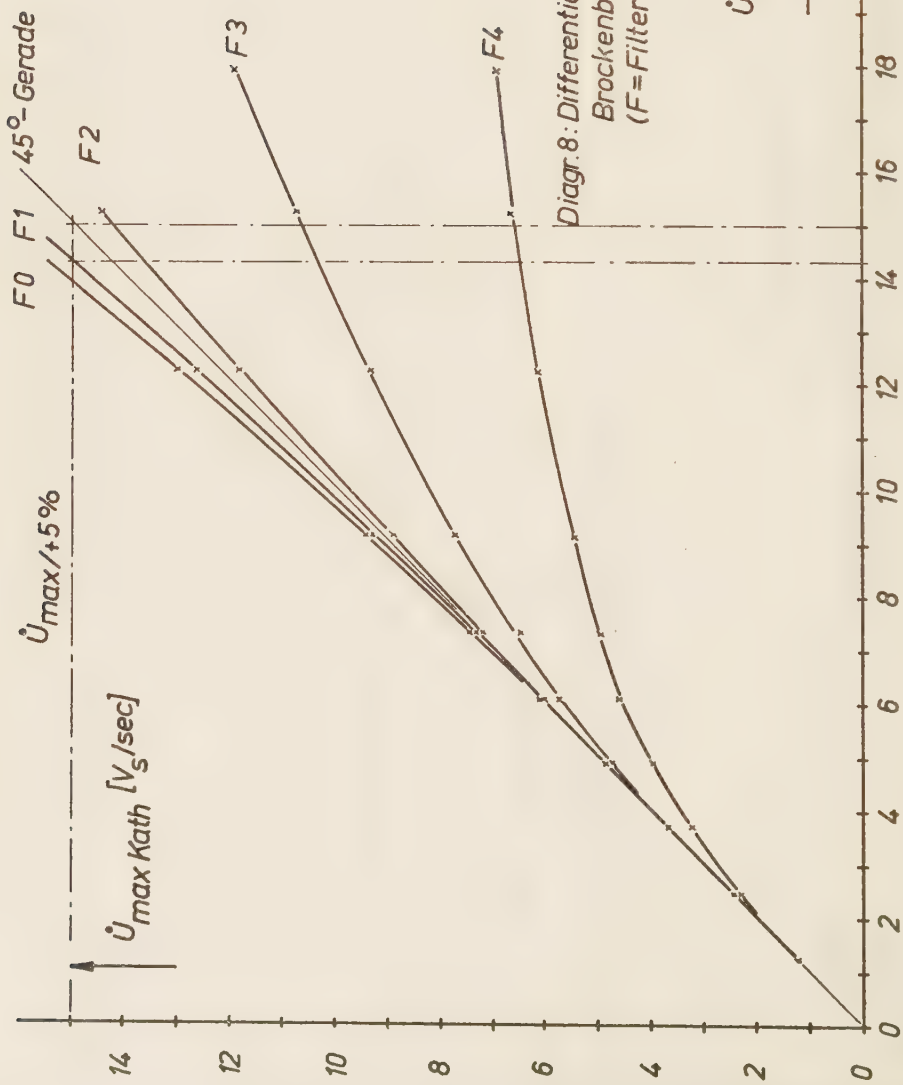




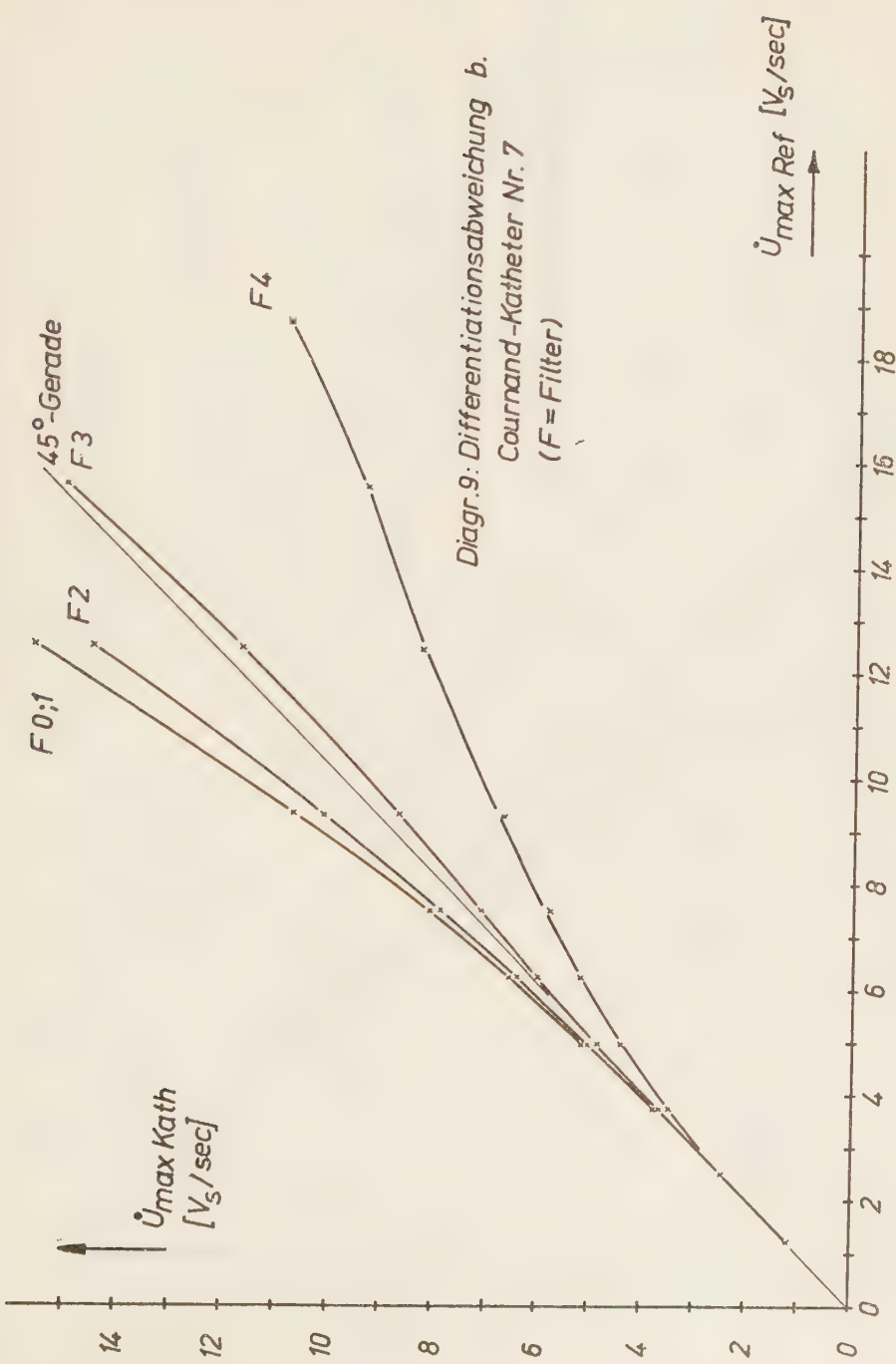


Diagr. 7: Differentiationsvergleich Messung-Berechnung  
(Transducer II, Filter 0,  
ohne Katheter)



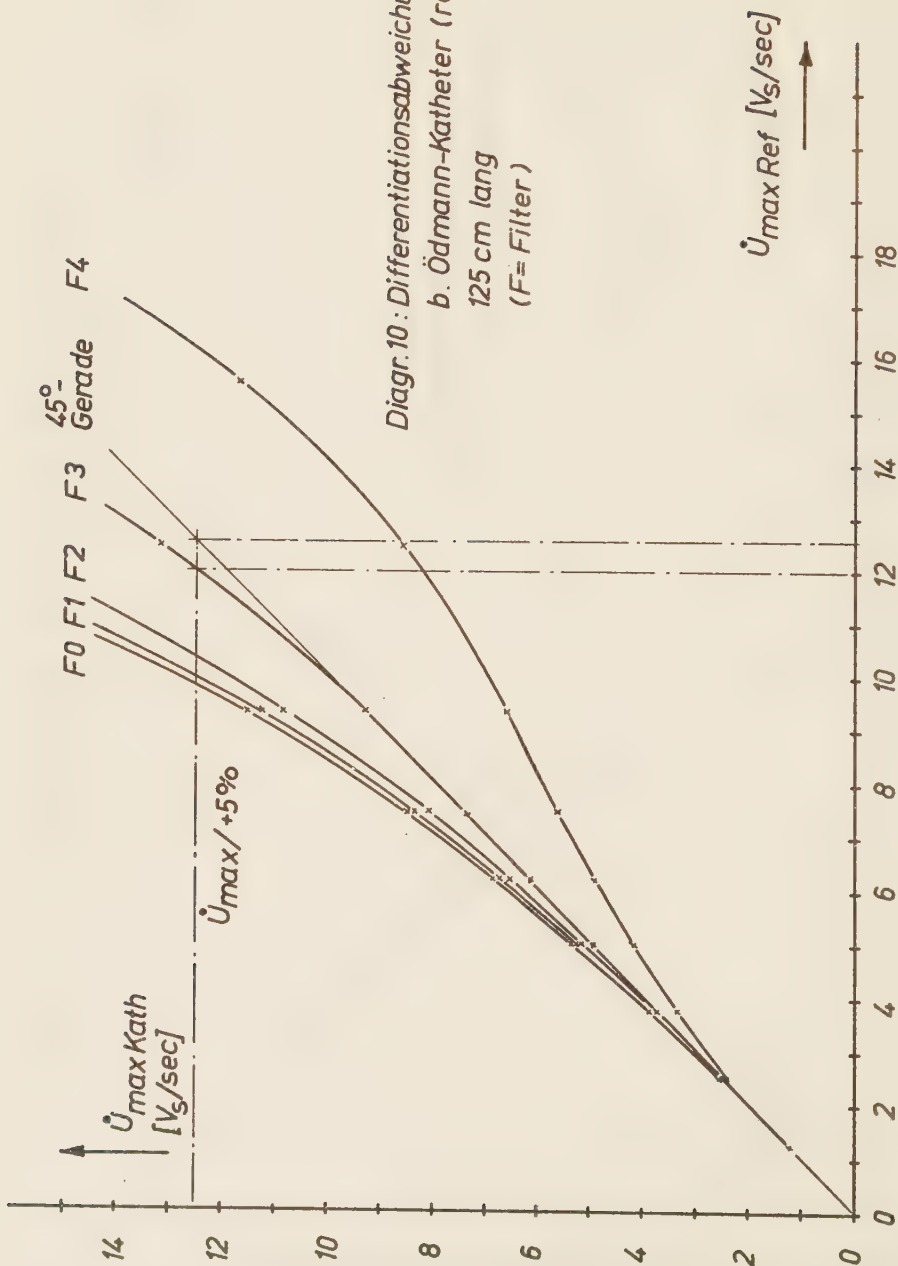


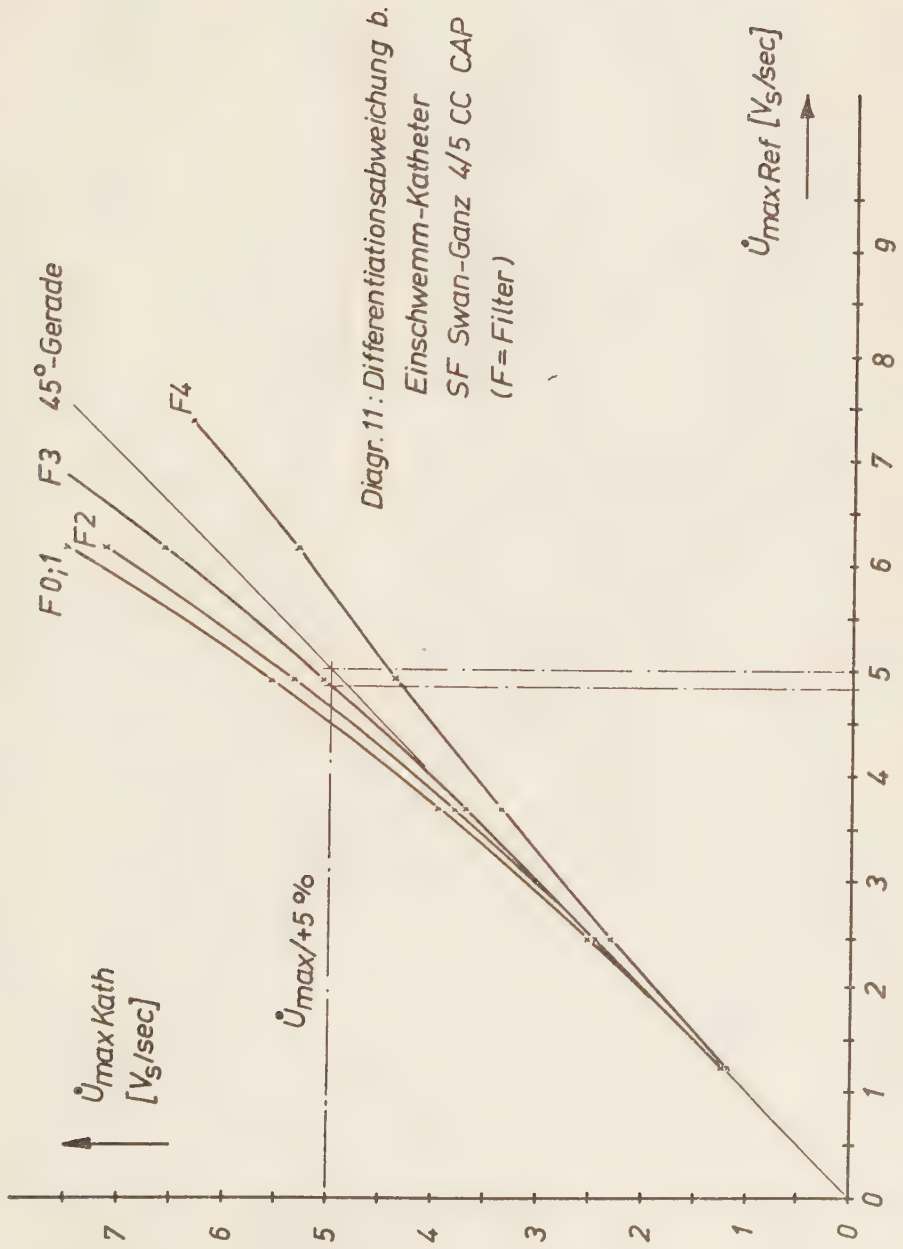
Diagr. 8: Differenzierungsabweichung b.  
Brockenbrough-Katheter 7725  
(F=Filter)

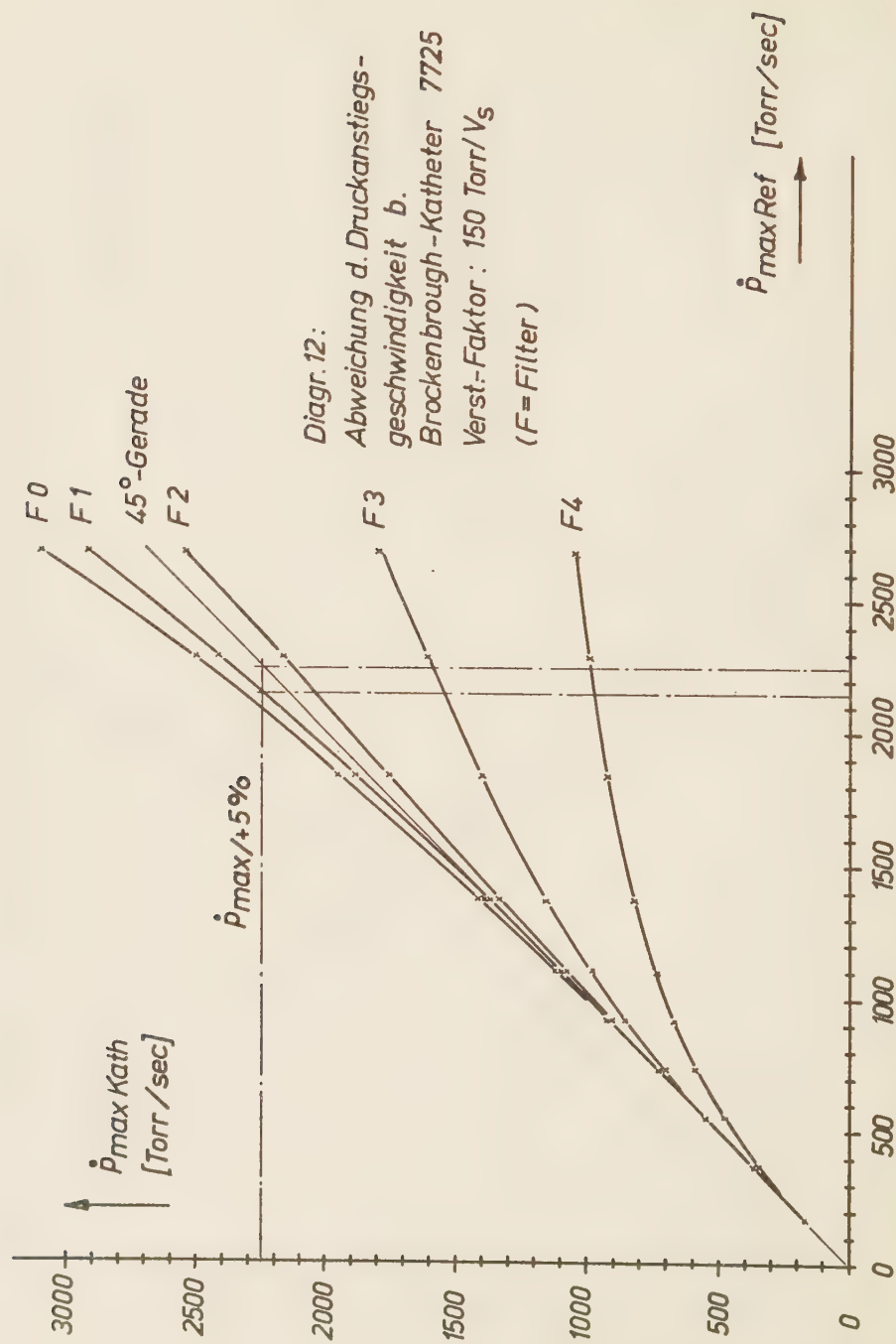


Diagr. 9: Differentiationsabweichung b.  
Courmand-Katheter Nr. 7  
( $F = \text{Filter}$ )

Diagr. 10 : Differentiationsabweichung  
b. Ödmann-Katheter (rot)  
125 cm lang  
(F= Filter)







Diagr. 12:

Abweichung d. Druckanstiegs-  
geschwindigkeit b.

Brockenbrough-Katheter 7725

Verst-Faktor : 150 Torr/ $V_s$

( $F = \text{Filter}$ )

$\dot{P}_{\max \text{ Ref}}$  [Torr/sec]

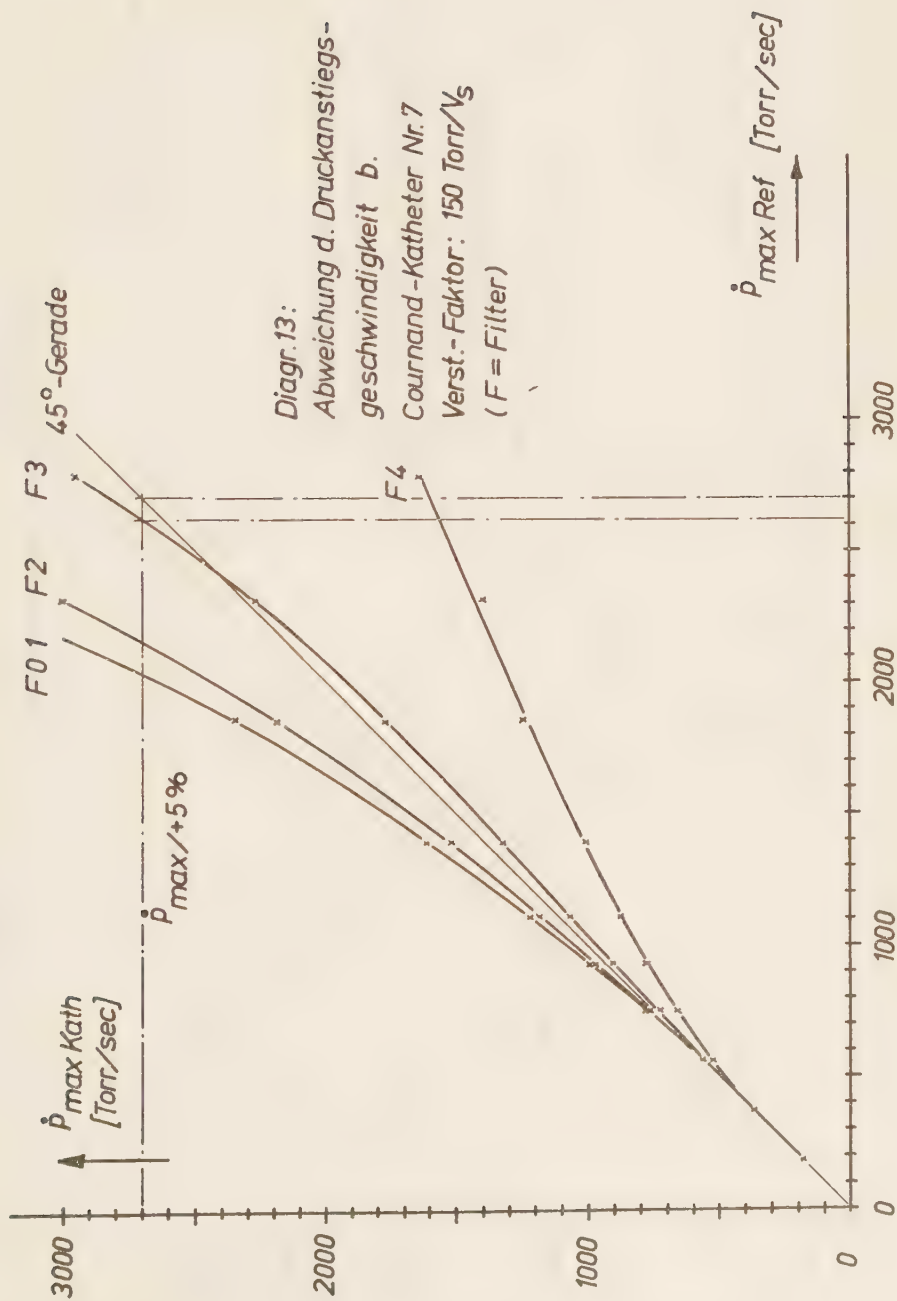
$\dot{P}_{\max \text{ Kath}}$   
[Torr/sec]

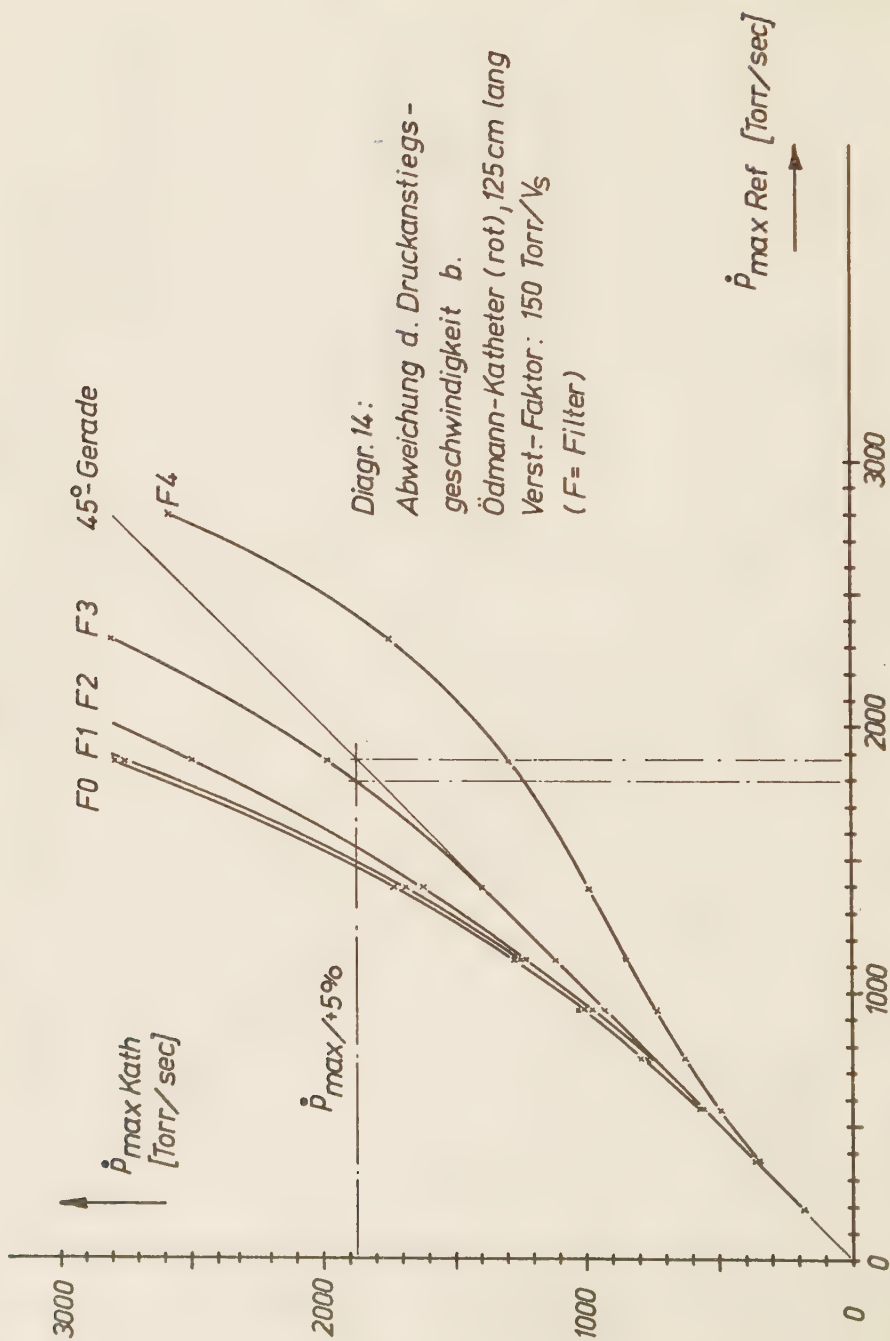
$\dot{P}_{\max} / +5\%$

F0  
F1  
45°-Gerade  
F2

F3

F4



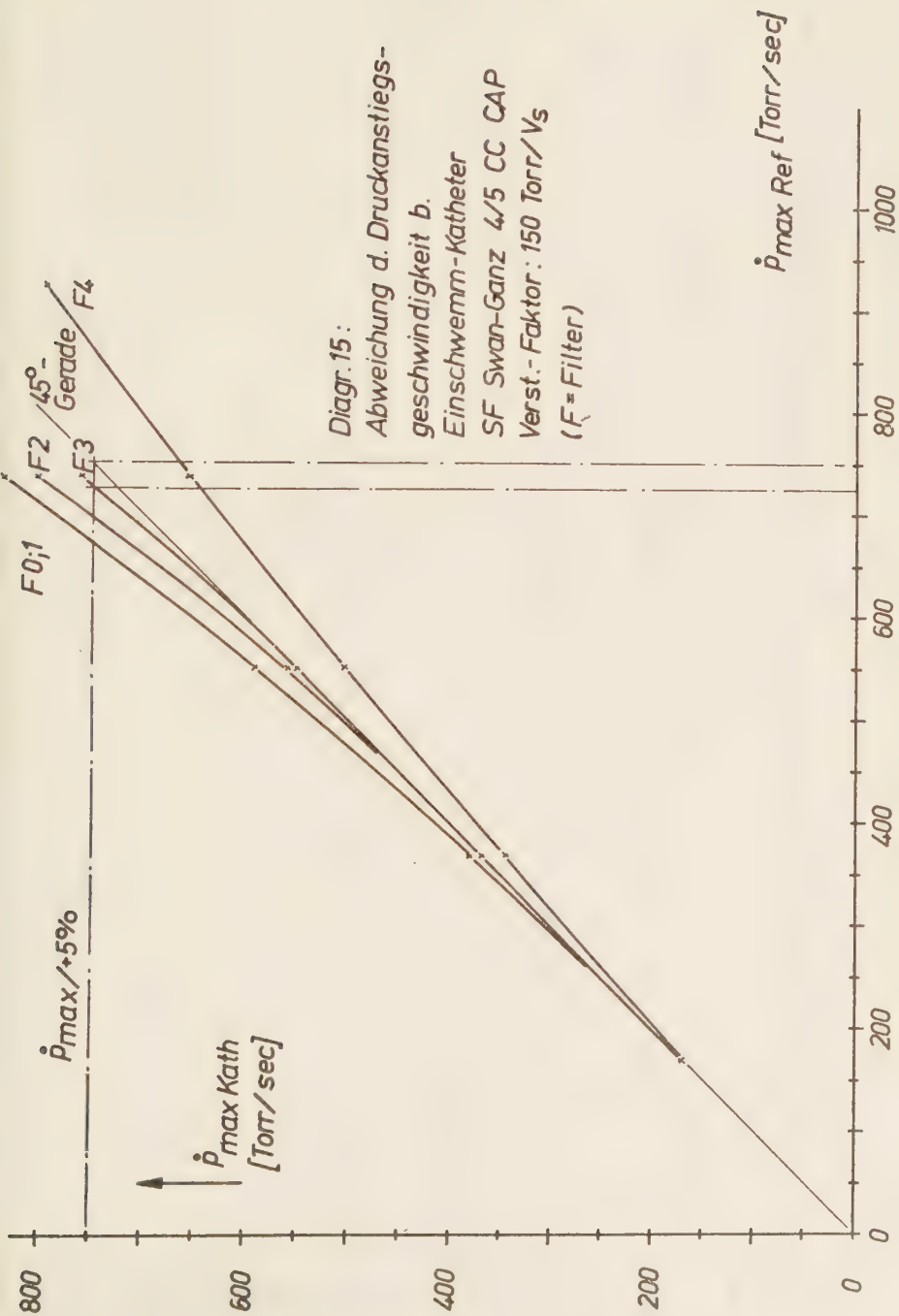


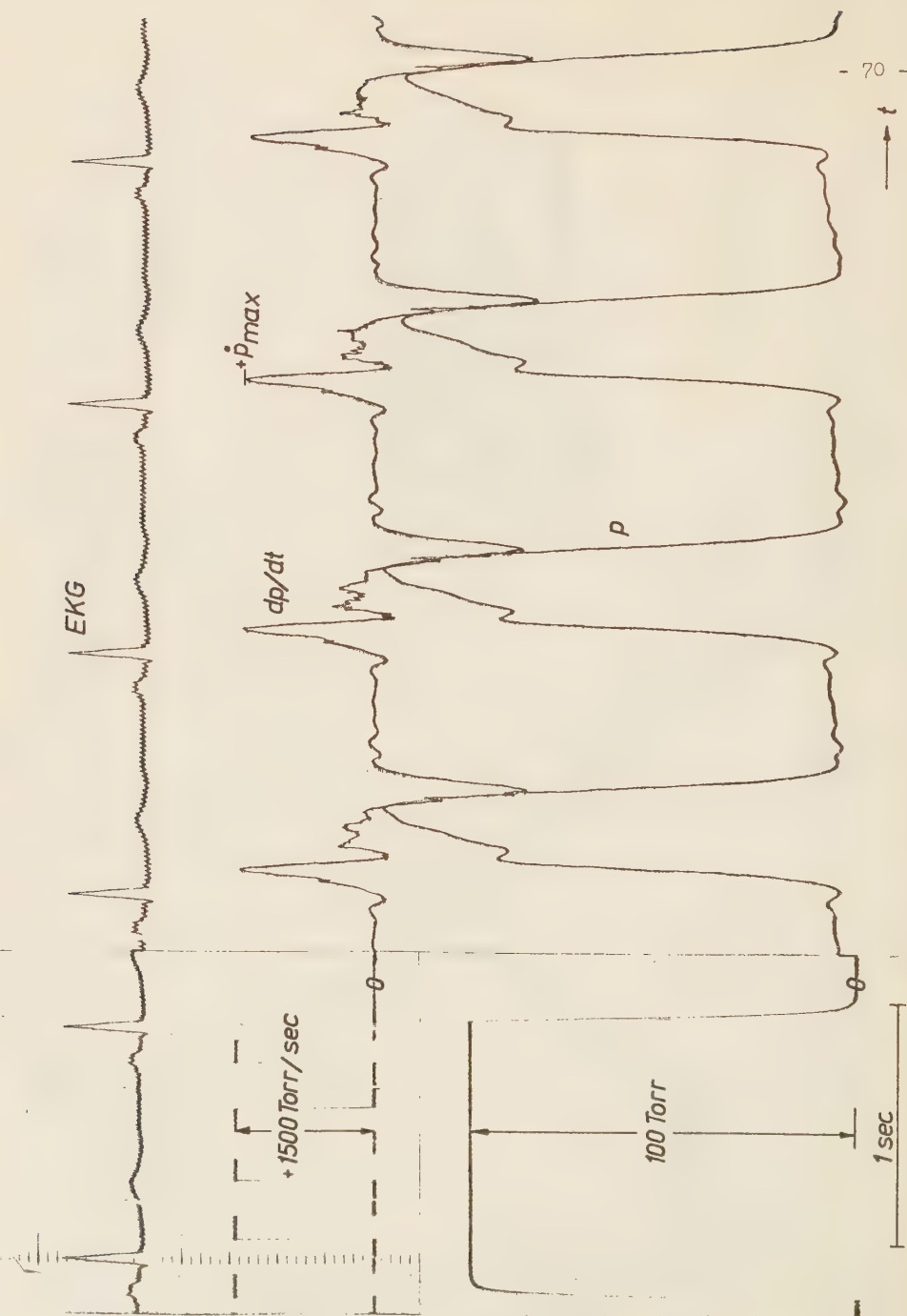
Diagr. 14:

Abweichung d. Druckanstiegs-  
geschwindigkeit b.

Ödmann-Katheter (rot), 125 cm lang  
Verst.-Faktor: 150 Torr/ $V_S$

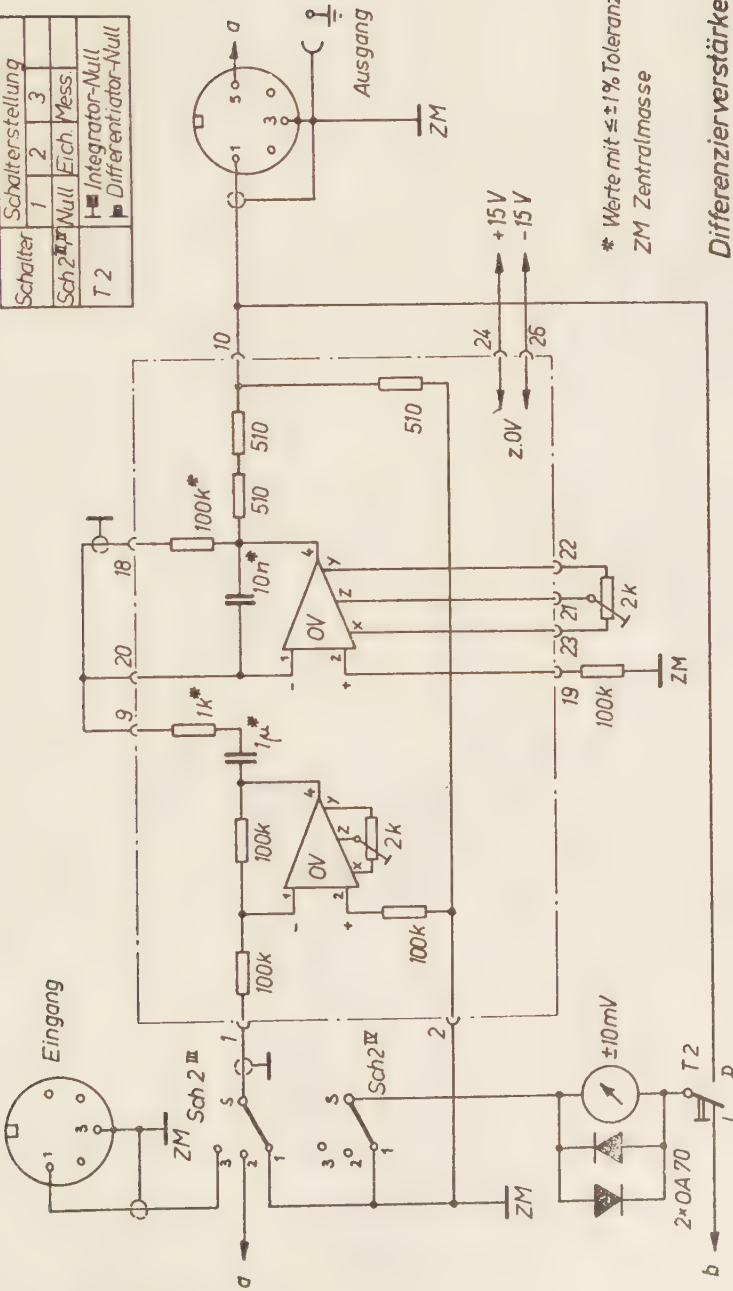
(F = Filter)





Diagr. 16: Originalregistrierung von Druck u. Druckanstiegsgeschwindigkeit d. linken Ventrikels u. EKG (Ödman-Katheter, rot, 115 cm lang, Filter F4)

| Schalter | Schalterstellung                                                                                     |      |      |
|----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|------|
| 1        | 2                                                                                                    | 3    |      |
| Sch 2    | Null                                                                                                 | Eich | Mess |
| T 2      | <div> <div></div> Integrator-Null                 <div></div> Differentiator-Null             </div> |      |      |



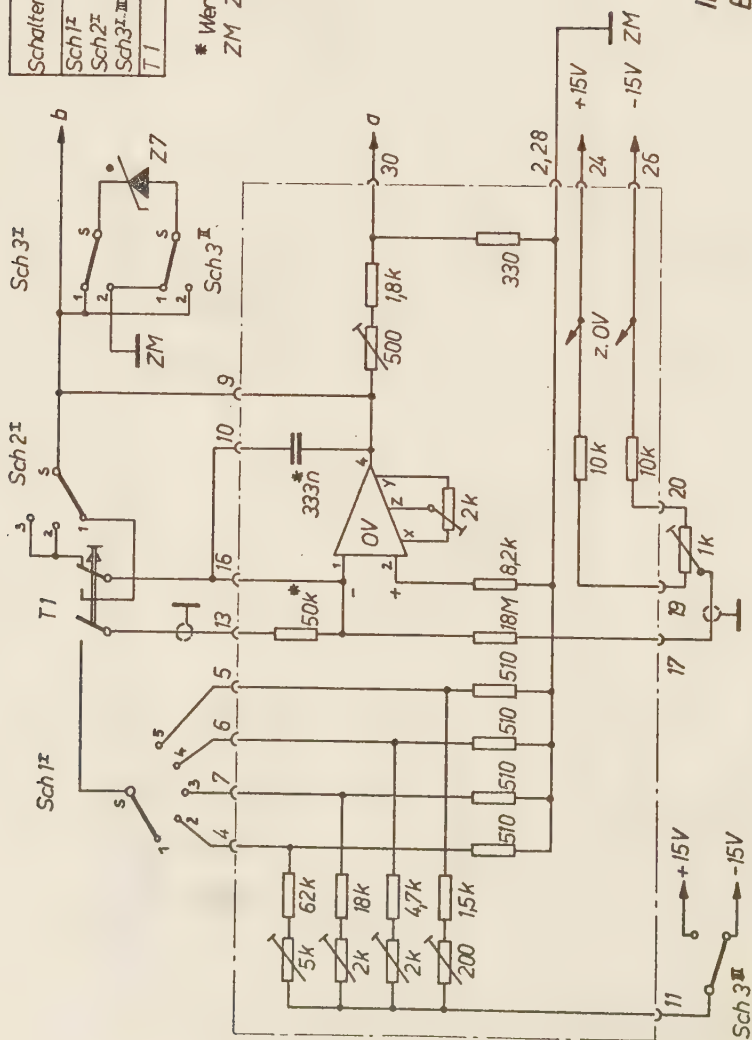
\* Werte mit  $\pm 1\%$  Toleranz  
ZM Zentralmasse

Differenzverstärker  
u. Vorverstärker

Schaltung 1

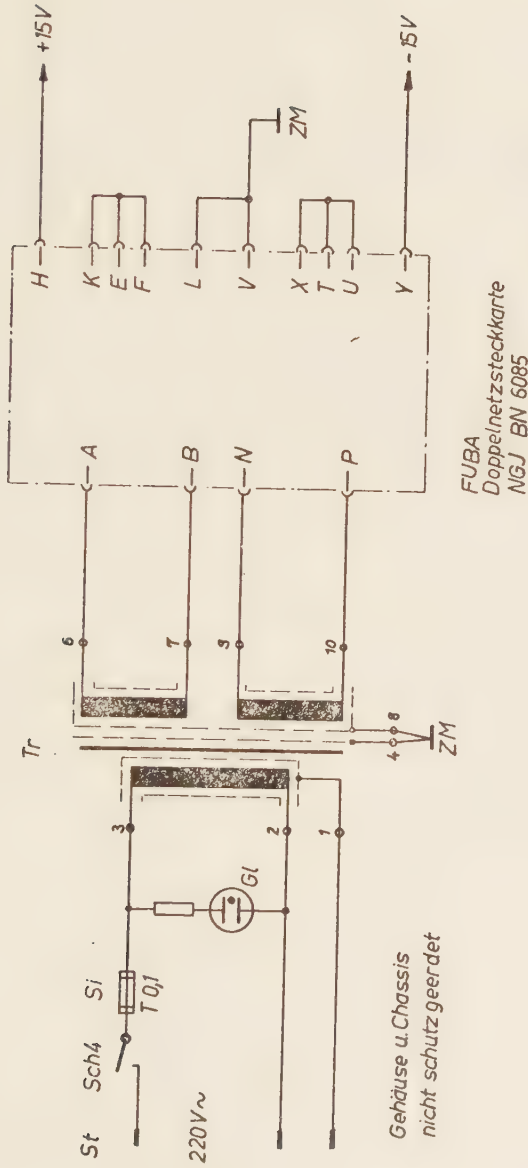
| Schalter            | Schalterstellung     |      |      |    |    | Einh.                  |
|---------------------|----------------------|------|------|----|----|------------------------|
|                     | 1                    | 2    | 3    | 4  | 5  |                        |
| Sch 1 <sup>II</sup> | 0                    | 1    | 3    | 10 | 30 | V <sub>5</sub> /sec    |
| Sch 2 <sup>II</sup> | Null                 | Eich | Mess |    |    |                        |
| Sch 3 <sup>II</sup> | +                    | -    |      |    |    | (Eichimpuls-polarität) |
| T 1                 | gedrückt: Eichimpuls |      |      |    |    |                        |

\* Werte mit  $\pm 1\%$  Toleranz  
ZM Zentralmasse



Integrierverstärker u.  
Eichimpulsgeber

Schaltung 2



Gehäuse u. Chassis  
nicht geschützt

# Stromversorgung Schaltung 3



Für die Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit und die Anregungen zu deren Ausführung danke ich

Herrn Prof. Dr. med. G. Neuhaus

Außerdem möchte ich die sehr großzügige Unterstützung bei den Frequenzgangmessungen der Herzkatheter durch Herrn Prof. Dr. med. vet. M. Siegert vom Inst. für tierexperimentelle Pathologie der FU Berlin erwähnen, sowie die tatkräftige Hilfe durch Herrn cand. phys. R. Jarofke. Beiden Herren danke ich herzlich.



Für die Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit und die Anregungen zu deren Ausführung danke ich

Herrn Prof. Dr. med. G. Neuhaus

Außerdem möchte ich die sehr großzügige Unterstützung bei den Frequenzgangmessungen der Herzkatheter durch Herrn Prof. Dr. med. vet. M. Siegert vom Inst. für tierexperimentelle Pathologie der FU Berlin erwähnen, sowie die tatkräftige Hilfe durch Herrn cand. phys. R. Jarofke. Beiden Herren danke ich herzlich.



Für die Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit und die Anregungen zu deren Ausführung danke ich

Herrn Prof. Dr. med. G. Neuhaus

Außerdem möchte ich die sehr großzügige Unterstützung bei den Frequenzgangmessungen der Herzkatheter durch Herrn Prof. Dr. med. vet. M. Siegert vom Inst. für tierexperimentelle Pathologie der FU Berlin erwähnen, sowie die tatkräftige Hilfe durch Herrn cand. phys. R. Jarofke. Beiden Herren danke ich herzlich.



Für die Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit und die Anregungen zu deren Ausführung danke ich

Herrn Prof. Dr. med. G. Neuhaus

Außerdem möchte ich die sehr großzügige Unterstützung bei den Frequenzgangmessungen der Herzkatheter durch Herrn Prof. Dr. med. vet. M. Siegert vom Inst. für tierexperimentelle Pathologie der FU Berlin erwähnen, sowie die tatkräftige Hilfe durch Herrn cand. phys. R. Jarofke. Beiden Herren danke ich herzlich.



## Biographische Daten

- 1937 Am 5. November wurde ich als Sohn eines selbständigen Bäckermeisters in Naumburg am Bober in Niederschlesien geboren.
- 1955 Abitur an der Oberschule in Calau, Niederlausitz.
- 1955-61 Studium der Elektrotechnik (Schwachstrom) an der ehemaligen Technischen Hochschule in Dresden.
- 1961 Diplom für Elektrotechnik.
- 1961-62 Tätigkeit als Diplomingenieur im VEB Meßgeräte-  
werk in Zwönitz im Erzgebirge, in dessen  
Entwicklungsstelle in Berlin-Köpenick und bei  
der Fa. Siemens & Halske in Berlin.
- 1962-69 Studium der Humanmedizin an der Freien Univer-  
sität Berlin.
- 1969 Staatsexamen für Medizin.
- 1970 Approbation nach einjährigem Praktikum als  
Medizinalassistent.
- 1970-jetzt Wissenschaftlicher Assistent am Institut für  
Klinische Physiologie der Freien Universität  
Berlin, Abteilung für Kreislaufforschung.

Druck:

Der Präsident der Freien Universität Berlin  
- Universitätsdruckerei -

1 Berlin 41, Kelchstraße 31



